

LUIZ ANTÔNIO PENTEADO DE CARVALHO

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO PERFIL DA COLUNA VERTEBRAL
DURANTE O TRANSPORTE DE MOCHILA ESCOLAR**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre, pelo curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica - Área de Gestão da Produção e Ergonomia, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná.

**Orientador: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki
Co-Orientadora: Prof.^a Dr.^a Maria Lúcia Leite
Ribeiro Okimoto**

**CURITIBA
2004**

Carvalho, Luiz Antônio Penteado de
Análise cinemática do perfil da coluna vertebral
durante o transporte de mochila escolar / Luiz Antônio Penteado de
Carvalho. — Curitiba, 2004.
iv, 105 f., il., tab.

Orientador: André L. F. Rodacki
Co-orientadora: Maria Lúcia L. R. Okimoto
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Paraná, Setor de
Tecnologia.

1. Postura humana – Carga. 2. Distúrbios da postura. 3. Coluna
vertebral – Deslocamento. 4. Testes e medidas educacionais. I.
Rodacki, André L. F. II. Okimoto, Maria Lúcia L. R. II. Título.

CDD 20 371.26

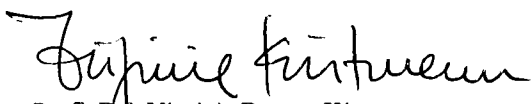
TERMO DE APROVAÇÃO

LUIZ ANTÔNIO PENTEADO DE CARVALHO

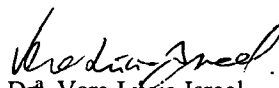
ANÁLISE CINEMÁTICA DO PERFIL DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE O TRANSPORTE DE MOCHILA ESCOLAR

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção de grau de Mestre em Engenharia Mecânica, no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná.

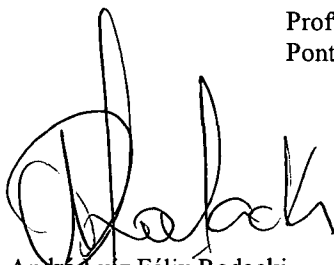
Banca Examinadora:



Prof.^a Dr.^a Virginia Borges Kistmann
Universidade Federal do Paraná/PG-MEC



Prof.^a Dr.^a Vera Lucia Israel
Pontifícia Universidade Católica do Paraná



Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki
Universidade Federal do Paraná/PG-MEC
Presidente

Curitiba, 04 de agosto de 2004

AGRADECIMENTOS

Ao orientador, Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, pela atenção e conhecimentos dispensados na elaboração deste trabalho;

Ao demais Professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, especialmente à Prof.^a Dr.^a Maria Lúcia Leite Ribeiro Okimoto e à Prof.^a Dr.^a Virgínia Borges Kistmann pelas orientações nas disciplinas do curso de Mestrado do PG-MEC;

Aos colegas de Mestrado, especialmente ao Prof. Ms. Sérgio Luiz Ferreira Andrade e ao Prof. João Eduardo de Azevedo Vieira pelas participações nas atividades laboratoriais de cinemática deste estudo.

Ao Administrador Márcio Brandani Tenório, secretário do Programa de Pós-Graduação (PG-MEC, UFPR) pela atenção e orientações sobre as normas de funcionamento do Mestrado.

RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi determinar alterações no padrão cinemático postural em escolares durante o transporte de mochila dorsal de alça bilateral de ombros. Foram recrutados 10 sujeitos ($13,9 \pm 0,6$ anos, $44,92 \pm 3,28$ kg; $1,53 \pm 0,05$ m) que deambularam em velocidade constante em esteira ergométrica sem carga e com carga de 10% e 20% do peso corporal. Um conjunto de marcas cutâneas forneceu dados que permitiram a reconstrução dos movimentos da coluna vertebral em três dimensões e serviram para calcular um número de variáveis. Os dados obtidos na condição de marcha sem carga serviram como referência para que as outras duas condições de transporte (10% e 20%) fossem comparadas. Os resultados mostraram inclinação anterior do dorso durante todo o ciclo da marcha, independente do peso da carga transportada. Cargas de 20% do peso corporal causaram aumentos mais pronunciados sobre a inclinação anterior do tronco em comparação ao transporte de 10% do peso corporal. Tais mudanças foram atribuídas a uma estratégia para compensar a mudança do centro de gravidade do sistema causado pela mochila. O ângulo entre os ombros e os quadris evidenciou uma maior rotação da coluna vertebral no plano horizontal durante o transporte de carga de 20% do peso corporal. Esses achados podem estar associados às alterações dos parâmetros dinâmicos da marcha para manter a velocidade de deslocamento constante e para facilitar a fase de balanço durante o transporte de cargas mais pesadas, aumentando a eficiência mecânica da marcha. Os resultados indicam a existência de ajustes adicionais na condição de transporte de 20% em relação à condição de transporte de cargas de 10% do peso corporal. Desta forma, o transporte de carga equivalente a 20% do peso corporal produz maior alteração sobre o padrão cinemático da coluna vertebral em comparação a cargas de 10% do peso corporal. Portanto, o transporte de carga de 20% do peso corporal pode induzir a esforços musculares excessivos, fadiga e aumentar a suscetibilidade de lesão do aparelho locomotor. Recomenda-se que o limite de carga a ser transportada por escolares por meio de mochila dorsal seja inferior a 20% do peso corporal. Sugere-se que o peso de mochila escolar não deve exceder a 10% do peso corporal, uma vez que não foram observadas alterações acentuadas sobre a coluna vertebral, os quais se assemelham aos padrões da marcha sem carga.

Palavras-chave: Carga; Mochila Escolar; Marcha; Postura; Cinemática.

ABSTRACT

The aim of this study was to determine alterations in the postural kinematic pattern in scholars during the transport of a dorsal backpack. Ten subjects ($13,9 \pm 0,6$ years, $44,92 \pm 3,28$ kg; $1,53 \pm 0,05$ m) were recruited and walked in a treadmill with constant speed without load and carrying loads (10% and 20% of their body weight). A set of skin markers provided data that allowed a three-dimensional the spinal movements reconstruction, from where a number of variables were calculated. The data obtained in the gait condition without load were used as a reference to compare the other two experimental conditions (10% and 20% body weight). The results showed anterior inclination of the torso in all phases of the gait, independent of the weight of the backpack. Loads of 20% of body weight caused the most pronounced increases on anterior leaning of the trunk in comparison to the 10% body weight condition. Such alterations were attributed to compensatory strategy in response to changes in the system center of mass, caused by the backpack. The angle between shoulders and hips evidenced a larger rotation of the spine in the horizontal plane during the transport of loads of 20% body weight. This alteration may be related to changes in gait dynamic parameters in order to keep the displacement speed constant and to facilitate the swing phase during the transport of heavy loads that increase gait mechanical efficiency. The data indicate the existence of additional adjusts in the condition of 20% body weight in relation to the condition of 10% body weight. Therefore, the transport of loads of 20% body weight may result in greater changes over the gait cinematic pattern of the vertebral column in comparison to that observed during the transport of loads of 10% body weight. Hence, the use of loads correspondent to 20% body weight may induce excessive muscle strain, fatigue and increase susceptibility to injury of the locomotor's apparatus. It is recommended that the load limit to be transported by scholars to be inferior to 20% of their body weight. It is suggested the weight of the transported load to not exceed 10% body weight, since no marked changes over the spine were observed, which were similar to that observed inn the unloaded condition.

Key-words: Load; School Backpack; Gait; Posture; Kinematics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

QUADRO 1 -	LOCAL DO CORPO E MODOS DE TRANSPORTAR CARGA	8
TABELA 1 -	RELAÇÃO ENTRE DESVIO PADRÃO QUANTIDADES DISTRIBUÍDAS NORMALMENTE PARA ESTATURA E PESO	21
TABELA 2 -	DADOS ANTROPOMÉTRICOS DOS SUJEITOS AVALIADOS E PESO ABSOLUTO DAS MOCHILAS	50
TABELA 3 -	COMPARAÇÃO ENTRE O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 10% DO PESO CORPORAL E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 20% DO PESO CORPORAL NAS VARIÁVEIS: ÂNGULO MÁXIMO, ÂNGULO MÍNIMO, AMPLITUDE ARTICULAR E MÉDIA ANGULAR – MÉDIA, DESVIO PADRÃO, TESTE t.....	66
TABELA 4 -	COMPARAÇÃO ENTRE O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 10% DO PESO CORPORAL E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 20% DO PESO CORPORAL NAS VARIÁVEIS: ÂNGULO MÁXIMO, ÂNGULO MÍNIMO, AMPLITUDE ARTICULAR E MÉDIA ANGULAR – MÉDIA, DESVIO PADRÃO, TESTE t.....	67
TABELA 5 -	COMPARAÇÃO ENTRE O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 10% DO PESO CORPORAL E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 20% DO PESO CORPORAL NAS VARIÁVEIS: ÂNGULO MÁXIMO, ÂNGULO MÍNIMO, AMPLITUDE ARTICULAR E MÉDIA ANGULAR – MÉDIA, DESVIO PADRÃO, TESTE t.....	68

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	COLUNA VERTEBRAL E UNIDADE VERTEBRAL FUNCIONAL.....	14
FIGURA 2 -	EIXOS NORMAIS DA COLUNA VERTEBRAL, VISTA LATERAL ESQUERDA E POSTERIOR.....	15
FIGURA 3 -	REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO TRONCO HUMANO COM CIFOSE E LORDOSE.....	16
FIGURA 4 -	REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO TRONCO HUMANO COM ESCOLIOSE E DESENHO COM ESCOLIOSE ESTRUTURADA	18
FIGURA 5 -	SUJEITO NA ESTEIRA COM MOCHILA E MARCADORES CUTÂNEOS	52
FIGURA 6 -	SUJEITO COM MARCADORES CUTÂNEOS E REFERÊNCIA VERTEBRAL	55
FIGURA 7 -	REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS EIXOS E PLANOS DOS MOVIMENTOS	56
FIGURA 8 -	REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DAS REFERÊNCIAS ANATÔMICAS E ÂNGULOS DOS EIXOS DA COLUNA VERTEBRAL	59
FIGURA 9 -	REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO ÂNGULO OMBRO/QUADRIL	60

SUMÁRIO

RESUMO	iv
ABSTRACT	v
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	vi
LISTA DE FIGURAS	vii
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	5
2.1 HIPÓTESES.....	5
3 REVISÃO DE LITERATURA	7
3.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	7
3.2 FUNDAMENTOS ANATÔMICOS DO APARELHO LOCOMOTOR.....	12
3.3 BIOMECÂNICA RELACIONADA AO TRANSPORTE DE CARGAS.....	21
3.4 FUNDAMENTOS DO TRANSPORTE DE CARGAS	27
3.5 TRANSPORTE DE MALAS E MOCHILAS POR ESCOLARES	33
4 MATERIAIS E MÉTODOS	49
4.1 AMOSTRA	49
4.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL	50
4.3 PROCEDIMENTOS CINEMÁTICOS	53
4.4 SEGMENTOS DO EIXO VERTEBRAL E ÂNGULO OMBROS/QUADRIS	57
4.4.1 Segmentos Vertebrais	57
4.4.1.1 Segmento S2-C7 SAGITAL	57
4.4.1.2 Segmento C7-T4/T7-T10 SAGITAL	57
4.4.1.3 Segmento T12-L2/L4-S2 SAGITAL	57
4.4.1.4 Segmento S2-C7 FRONTAL	58
4.4.1.5 Segmento T12-C7 FRONTAL	58
4.4.1.6 Segmento S2-T12 FRONTAL	58
4.4.2 Ângulo OMBROS/QUADRIS	60
4.4.2.1 Ângulo do eixo dos Ombros com o eixo dos Quadris	60
4.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO	61

4.6 NORMALIZAÇÃO E REDUÇÃO DOS DADOS	61
4.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	63
5 RESULTADOS	65
5.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	65
5.2 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS DO PLANO SAGITAL	65
5.3 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS NO PLANO FRONTAL	67
5.4 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS NO PLANO HORIZONTAL	68
6 DISCUSSÃO	69
6.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	69
6.2 MOVIMENTOS ANGULARES	71
6.2.1 Movimentos no Plano Sagital	71
6.2.2 Movimentos no Plano Frontal	74
6.2.3 Movimentos no Plano Horizontal	75
6.3 IMPLICAÇÕES POSTURAIS DO USO DE MOCHILA DORSAL	77
6.3.1 Implicações no Plano Sagital	77
6.3.2 Implicações no Plano Frontal	79
6.3.3 Implicações no Plano Horizontal	81
6.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	83
7 CONCLUSÃO	86
7.1 PARÂMETRO POSTURAL	86
7.2 SUGESTÕES PARA FUTUROS ESTUDOS	87
REFERÊNCIAS	89
OBRAS CONSULTADAS	101
ANEXO	103

1 INTRODUÇÃO

As alterações da postura humana, decorrentes do transporte de carga, despertam interesses de pesquisadores e ergonomistas, devido ao comprometimento anatômico e funcional da coluna vertebral, que ocorre em função do peso, da forma de transporte e das características físicas dos sujeitos (PASCOE et al., 1997; WONG e HONG, 1997; GRIMMER et al., 2002; FOWLER, RODACKI e RODACKI, *in press*).

Mochilas são utilizadas para transportar cargas e habitualmente usadas pelos estudantes para carregar materiais pessoais e escolares; essa atividade representa a forma mais comum de esforço físico relacionado ao manuseio e transporte de peso pelo indivíduo jovem (FORJUOH, 2003; MACKIE, 2003).

Crianças são indivíduos em crescimento e desenvolvimento. As rápidas mudanças que ocorrem durante a adolescência fazem com que seus tecidos sejam estruturalmente mais frágeis à ação deletéria de cargas mecânicas quando comparados a indivíduos maduros. As cargas impostas durante o período de crescimento podem modelar o tamanho, o formato e a estrutura da coluna vertebral e levar ao aparecimento de curvaturas posturais anormais na coluna vertebral do indivíduo jovem quando aplicadas rotineiramente (WINTER; BRADFORD; LONSTEIN, 1987; WATKINS, 1999; HONG e CHEUNG, 2003). A sobrecarga aplicada na coluna vertebral, durante o período de crescimento físico da juventude (11 a 18 anos), tem sido descrita como um dos principais fatores que podem levar a um crescimento anormal dos corpos vertebrais. Tais alterações podem resultar em

problemas posturais de difícil correção na vida adulta (DRUMOND, 1987; TUREK, 1991; LAI e JONES, 2001).

Vários estudos têm sido realizados com crianças a fim de identificar os efeitos do uso de malas e mochilas utilizadas para o transportar materiais escolares (PASCOE et al. 1997; WONG e HONG, 1997; HONG e BRUEGGMANN, 2000; WANG, PASCOE e WEIMAR, 2001).

Pascoe et al. (1997) relataram que 51% dos escolares apresentam sintomas musculares associados a alterações biomecânicas na coluna vertebral - elevação do ombro e aumento na inclinação lateral e anterior do tronco. Outras alterações associaram-se à marcha ao transportarem cargas equivalentes a 17% do peso corporal - diminuição do comprimento e aumento da frequência do passo.

Wong e Hong (1997), Hong e Brueggmann (2000) também reportaram alterações posturais (inclinação anterior do tronco) e na marcha (aumento do tempo de duplo apoio e diminuição da fase de oscilação) durante o transporte de cargas de 15% e 20% do peso corporal. Wang, Pascoe e Weimar (2001) encontraram alterações similares nesses aspectos dinâmicos da marcha. Tais alterações têm sido atribuídas às estratégias empregadas pelos sujeitos para acomodar as cargas, manter o equilíbrio corporal e reduzir o esforço físico da tarefa.

A metodologia empregada nestes estudos modelou a coluna vertebral como um segmento rígido e não possibilitou a identificação de alterações de segmentos da coluna vertebral de escolares. A análise das curvaturas torácica e lombar pode revelar importantes alterações posturais associadas ao transporte de cargas e auxiliar na interpretação dos mecanismos de desenvolvimento de certas lesões que afetam estes segmentos da coluna vertebral. Desta forma, não é conhecido se o aumento na inclinação do tronco foi causado por um aumento na curvatura torácica,

por uma diminuição da curvatura lombar ou se por uma combinação de ambos os movimentos dos segmentos vertebrais. O estudo que analisou o comportamento dos segmentos torácico e lombar da coluna vertebral durante o transporte de mochilas foi realizado por Vacheron et al. (1999). Na análise cinemática desenvolvida por estes autores foi observada uma diminuição dos movimentos intersegmentares no segmento lombar (S1-L3-T12) e torácico (L3-T12-T7) e um aumento dos movimentos do segmento cervical (T7-C7) da coluna vertebral. As alterações descritas foram consideradas como possíveis causas de sintomas e queixas físicas durante o transporte de carga nos adultos estudados.

Apesar da importante contribuição para a compreensão das estratégias utilizadas durante o transporte de cargas, os achados de Vacheron et al. (1999) podem ser aplicados, apenas parcialmente, a escolares devido a diferenças maturacionais (físicas e estruturais) existentes entre adultos e adolescentes. Além disso, é desconhecido se as alterações descritas são relacionadas a quantidade de carga, uma vez que os dados obtidos foram baseados em uma carga única (22,5 kg) e considerarmos que sujeitos de menor porte físico podem ser afetados diferentemente daqueles sujeitos de maior porte físico (exemplo, com maior peso corporal). Um outro parâmetro não considerado pelos autores é sobre os movimentos rotacionais da coluna vertebral, apesar desses movimentos serem descritos como fatores de risco para o desenvolvimento de problemas na coluna vertebral (CHAFFIN et al., 2001; AU, COOK e MCGILL, 2001).

Posto que o transporte de mochila escolar pode trazer alterações posturais decorrentes do peso da carga, a identificação das estratégias posturais dos segmentos coluna vertebral, durante a execução desta tarefa, é relevante para que se compreendam os mecanismos relacionados às disfunções da mesma.

Este estudo pretende contribuir para uma melhor compreensão da mobilidade da coluna vertebral durante o transporte de carga, a fim de prover subsídios para a elaboração de medidas preventivas e ergonômicas aos escolares, pais, professores, escolas e aos órgãos de regulamentação e saúde. A aplicação de princípios ergonômicos pode contribuir para a prevenção e segurança da tarefa de transporte de carga (IIDA, 1997; GRANDEJEAN, 1998; DUL e WEERDMEESTER, 2001).

2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste estudo é determinar a influência da carga transportada através de mochilas de alças bilaterais de ombros (tipo *backpack*), sobre o padrão cinemático da coluna vertebral em escolares da faixa etária de 13 e 14 anos do sexo masculino.

Os objetivos específicos são:

- a) comparar os movimentos da coluna vertebral nos planos sagital e frontal durante o transporte de mochilas de alças bilaterais de ombros com carga equivalente a 10% e 20% do peso corporal dos sujeitos;
- b) comparar os movimentos dos segmentos torácico e lombar da coluna vertebral, nos planos sagital e frontal, durante o transporte de mochilas de alças bilaterais de ombros com carga de 10% e 20% do peso corporal dos sujeitos;
- c) comparar a rotação da coluna vertebral associada ao transporte de carga de 10% e 20% do peso corporal dos sujeitos, medida através da movimentação angular dos processos acromiais em relação com as espinhas ilíacas posteriores e superiores.

2.1 HIPÓTESES

As hipóteses abaixo foram levantadas para o presente estudo:

- H₁ – Os movimentos da coluna vertebral são alterados durante o transporte de cargas de maneira proporcional à quantidade de carga, ou seja, as

cargas mais elevadas (equivalente a 20% do peso corporal) causam maior inclinação anterior do tronco durante a marcha;

H₂ – O segmento torácico sofre um aumento em sua curvatura no plano sagital proporcional à quantidade de carga, ou seja, quanto maior for a carga transportada, maior será o aumento da curvatura torácica durante a marcha;

H₃ – O segmento lombar sofre uma diminuição em sua curvatura no plano sagital proporcional à quantidade de carga, ou seja, quanto maior for a carga transportada, menor será a curvatura lombar durante a marcha;

H₄ – Os movimentos dos segmentos torácico e lombar da coluna vertebral, no plano frontal, não são alterados durante a marcha, independente do peso transportado;

H₅ – A rotação da coluna vertebral (relação entre o eixo dos ombros e o eixo dos quadris) será reduzida durante a marcha quando os sujeitos transportam cargas mais pesadas (equivalente a 20% do peso corporal) em comparação com o transporte de cargas mais leves (equivalente a 10% do peso corporal).

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O transporte de carga, como mochilas, malas, pastas, caixas ou outro objeto foi estudado ao longo do tempo. Primeiramente, no começo do século passado, com Brezina e Kolmer, 1912; Cathcart et al., 1923; Beadle, 1924; Renbourne, 1953; Das e Saha, 1964, (apud KINOSHITA, 1985). Cathcart et al. (1923) relataram que o limite máximo de carga para adultos transportarem, sem comprometimento de eficiência de transporte, é carga equivalente a 40% do peso do sujeito. Indicaram, no entanto, como seguro, o referente a 30% do peso corporal do sujeito.

As pesquisas iniciais, sobre transporte de carga, tinham como objetivo o desempenho e eficácia militar. Zunz e Shumberg (apud LEGG, 1985), demonstraram restrição da amplitude torácica, quando soldados transportavam cargas tipo mochilas dorsais, com 30% a 40% do peso do indivíduo. Também encontraram diferença significativa no consumo energético, quando diferentes modos de transportar a carga eram comparados. Deste estudo evidenciou-se que carga levada com mochila suspensa em um ombro era metabolicamente mais desgastante do que a carga levada na região dorsal com mochila de alças de ombros bilateralmente.

Posteriormente, o desenvolvimento social e a valorização do trabalho na sociedade moderna direcionaram as pesquisas para fins ocupacionais. A ergonomia passou a despertar interesse e a predominar nos motivos das pesquisas do transporte de carga, visando melhor interface homem-ambiente de trabalho e maior produtividade laborativa (WILSON, 2000).

O transporte de carga pode ser feito pelo homem de várias maneiras. O Quadro 1 sumariza os mais comuns métodos de transporte. As cargas são transportadas manualmente e às vezes, bi-manualmente; podem, ainda, serem fixas em determinadas partes do corpo – mochila com alça de ombro unilateral ou com alças de dois ombros, compostas por uma parte anterior e/ou outra posterior, com e sem suporte torácico, constitui um exemplo. O jeito de transportar cargas é influenciado por vários fatores: o peso, a forma, a maneira da disponibilização do objeto (em pacotes, malas, pastas, mochilas dorsal ou combinada ântero-posterior), duração do transporte, o terreno a ser percorrido, condições físicas do carregador e o tipo de tarefa a ser executada.

QUADRO 1 - LOCAL DO CORPO E MODOS DE TRANSPORTAR CARGA

REGIÃO ANATÔMICA	TIPO DE CARGA
Cabeça	Caixas, sacos, pacote
Ombros	Apoio com haste horizontal, canga, jugo
Dorso	Mochila unilateral ou bilateral de ombro, com ou sem cinto
Tórax	Mochila frontal ou combinada dorso/frontal
Tronco	Distribuição em bolsos de vestimenta
Cintura	Cintos com bolsos, polchet
Braços	Distribuição em bolsos de vestimenta
Mãos	Manual, bimanual

FONTE: LEGG (1985).

A diversidade de fatores relacionados com o transporte de carga, tais como o peso da carga, tipo de carga, modo de transporte, velocidade e tempo de transporte, condições do terreno percorrido, características da tarefa a ser executada e antropometria do agente transportador fornecem um conjunto amplo de dados para análise. O progresso das ciências biológicas, aplicado à performance humana,

trouxe a possibilidade de serem mensuradas as variáveis metabólicas, tais como o consumo de oxigênio, débito cardíaco, pressão arterial, capacidade pulmonar, volume respiratório. Elas quantificam e exprimem a demanda fisiológica aumentada pelo esforço físico decorrente do transporte de carga, refletindo um gasto energético maior. A Biomecânica foi usada inicialmente para estudar a patogênese da marcha humana e técnicas relacionados ao esporte. Gradativamente, encontrou aplicação, em pesquisas sobre o transporte de cargas; assim, grandes contribuições têm sido dadas com a determinação das variáveis biomecânicas. A quantificação biomecânica das alterações da postura, padrão da marcha, mensuração angular, força e momento articular, atividade elétrica dos músculos e referências antropométricas, refletem as tensões a que é submetido o aparelho esquelético-muscular durante a atividade motora de transportar carga.

O estudo realizado por Pierrynowski et al. (1981) sugere que os resultados das variáveis metabólicas e biomecânicas, em conjunto, podem oferecer mais informações para as conclusões das pesquisas sobre a tarefa de transporte de cargas, do que a análise isolada dessas variáveis - embora algumas vezes se torne inviável a quantificação simultânea de alguns parâmetros. As variáveis metabólicas, utilizadas nas primeiras pesquisas realizadas, traziam valiosas informações sobre fadiga, mas não esclareciam o comprometimento mecânico a que é submetido o aparelho locomotor. Por sua vez a biomecânica é direcionada a quantificar o impacto mecânico do aparelho locomotor e não evidencia a exigência metabólica.

A importância da inter-relação das variáveis foi apresentada por Bobet e Norman (1984) quando compararam a alteração causada por mochilas (19,5 kg) transportadas no meio do dorso e, comparativamente com outra localização, justamente acima do nível dos ombros. A localização no nível mais alto da mochila

resulta em atividade muscular maior do que a localização da carga em um nível mais baixo, conforme mostrou o exame eletromiográfico (EMG). A frequência cardíaca não mostrou alteração entre as localizações das cargas. Concluíram que medidas metabólicas não são suficientes para determinar a demanda muscular. Na localização mais alta das mochilas a eletromiografia mostrou diferença de função muscular (referente a momento, força maior de aceleração angular e aceleração linear do tronco). Por sua vez, as variáveis metabólicas apresentaram os mesmos padrões estatísticos nas diferentes localizações das cargas.

Outros estudos incluíram métodos de avaliações subjetivas. Nessas avaliações são utilizadas as variáveis qualitativas obtidas através de resposta dos questionários, nos quais, os sujeitos informam os efeitos do transporte de carga. Informações como desconforto, cansaço, dores ósseas e musculares podem ser empregadas nas pesquisas, conjuntamente com dados de avaliação quantitativa. Segundo Legg, Perkot e Campbell (1997) quando parâmetros comparativos metabólicos e biomecânicos não diferenciam estatisticamente as condições avaliadas, os testes subjetivos podem prover informações úteis sobre diferenças ergonômicas dos modelos de carga analisada.

Um dos métodos subjetivos utilizados nos trabalhos que investigaram o transporte de carga é a avaliação de aspectos sensitivos de cada indivíduo; o objetivo é esclarecer indagações que comumente não se pode explicar fisiologicamente, devido a inúmeros fatores orgânicos agirem ao mesmo tempo. Estes métodos acrescentam subsídios a alguns trabalhos que investigaram o transporte de carga. A escala de BORG para avaliação da dor e esforço percebido (GUNNAR BORG, 1970 - Borg RPE Scale) foi usada por Gordon et al. (1983) que concluíram, após estudo sobre o transporte de carga, a ocorrência do aumento da

freqüência cardíaca - foram transportadas cargas que recebiam pesos adicionais em sessões realizadas em dias alternados, até atingir o limite de 50% do peso do próprio indivíduo. Tal metodologia, no entanto, não esclareceu questões de fadiga muscular e efeitos biomecânicos sobre o aparelho locomotor.

Até a década de noventa do século passado, poucos trabalhos investigaram especificamente o impacto causado pelo transporte de malas e mochilas em escolares. Malhotra e Sen Gupta (1965) compararam o custo metabólico de transportar malas e mochilas escolares, que pesavam de 2 a 6 quilogramas em 6 escolares de 9 a 15 anos de idade. Foram testadas várias posições de transporte: mochilas com duas alças de ombros, mochilas com uma alça de ombro e mala escolar segurada por uma das mãos. Verificaram que transportando a mochila escolar na posição de alças bilaterais de ombros (estilo *backpack*) resulta em menor consumo energético quando comparado ao transporte na região lombar baixa ou de modo assimétrico em um lado do corpo. Esses autores também demonstraram que o trabalho muscular estático de manter elevadas as malas escolares tem um consumo maior de energia, freqüência cardíaca aumentada e períodos de restabelecimento físico mais longo.

Voll e Klimt (1977) e Sander (1979) também encontraram melhor padrão postural durante o transporte de mochila escolar de alças bilaterais de ombros comparativamente com o transporte de mochila com uma alça de ombro (unilateral) e com o transporte de malas escolares seguradas pelas mãos.

A partir dos dados citados acima se evidenciou a importância da simetria da disposição corporal de cargas a serem transportadas pelos indivíduos. Mais tarde, Devita, Hong e Hamill (1992) confirmaram tais achados laboratoriais. Fundamentando-se nesses conceitos, autores interessados no tema, passaram a

recomendar que cargas transportadas por escolares, não devam ultrapassar 10% do peso do sujeito - esse era o limite de carga que, mesmo transportada assimetricamente, causava alteração postural e metabólica próxima à marcha sem carga.

Desta maneira, o transporte de carga é relacionado com características da carga, da tarefa, do ambiente e do transportador, que promovem alterações quantitativas nas variáveis metabólicas e nas variáveis biomecânicas. Existe uma interdependência entre esses parâmetros e o estudo deles, em conjunto ou isoladamente, pode contribuir para o esclarecimento das implicações das tarefas de transporte de carga sobre o organismo humano. Singularmente, a cinemática - através da análise direta dos movimentos - oferece uma oportunidade típica de mensuração de aspectos dinâmicos da postura durante a execução da tarefa de transportar mochila.

3.2 FUNDAMENTOS ANATÔMICOS DO APARELHO LOCOMOTOR

O aparelho locomotor humano é constituído pelo esqueleto e músculos. Estas estruturas orgânicas são responsáveis pelo deslocamento do indivíduo no espaço e pelo desempenho de tarefas como o transporte de objetos.

A Terminologia Anatômica (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA, 2001), define o dorso humano como a região posterior do tronco. Para Gardner, Gray e Rahilly (1988) o dorso é de máxima importância na postura, no suporte do peso, na locomoção e na proteção das estruturas contidas pela coluna vertebral. O esqueleto humano do dorso é composto de ossos articulados, que formam uma

estrutura central e vertical – a coluna vertebral. Os ossos desta estrutura são as vértebras. São unidas entre si pelo disco intervertebral anteriormente e posteriormente pelas articulações interapofisárias (zigo-apofisárias) direita e esquerda. A coluna vertebral, junto com os músculos e articulações é o eixo e o pilar central do corpo (Figura 1). A cabeça humana articula-se com o início da coluna vertebral e gira sobre a mesma. Os membros superiores estão ligados a ela pelo cingulo dos membros superiores (direito e esquerdo). A coluna vertebral contém completamente medula espinhal, parcialmente os nervos raquidianos e, ainda, ajuda na proteção das vísceras do pescoço, tórax e abdome. Transmite o peso do resto do corpo aos membros inferiores e ao chão quando o indivíduo está em pé (GARDNER, GRAY e RAHILLY, 1988; MOORE e DALLEY, 2001).

A estrutura da coluna é flexível, porque é composta de pequenas partes que constituem unidades ósseas ligeiramente móveis - as vértebras. A estabilidade, do esqueleto vertebral, depende de ligamentos e músculos que mantêm articuladas as unidades ósseas. Uma parte da estabilidade, entretanto, é proporcionada pela forma da coluna e suas partes constituintes. Da cabeça até a bacia, onde termina, a coluna suporta gradativamente mais peso e por isso as vértebras estão adaptadas tornando-se, progressivamente maiores até o osso sacro (WINTER, BRADFORD e LONSTEIN, 1987; GRAY, 1988).

As vértebras são os ossos, que em número total de 33 unidades, formam a coluna. Compreendem, de cima para baixo, 7 vértebras no segmento cervical; 12 vértebras no segmento torácico; 5 no segmento lombar, 5 vértebras rudimentares fundidas compondo o osso sacro, e outras 4 vértebras, também rudimentares e fundidas, que formam o pequeno osso cóccix. Apesar da variabilidade morfológica vertebral, nos diferentes segmentos do dorso, a unidade funcional da coluna

vertebral é constituída pelo conjunto de duas vértebras adjacentes e um disco intervertebral (Figura 1) (MOORE e DALLEY, 2001).

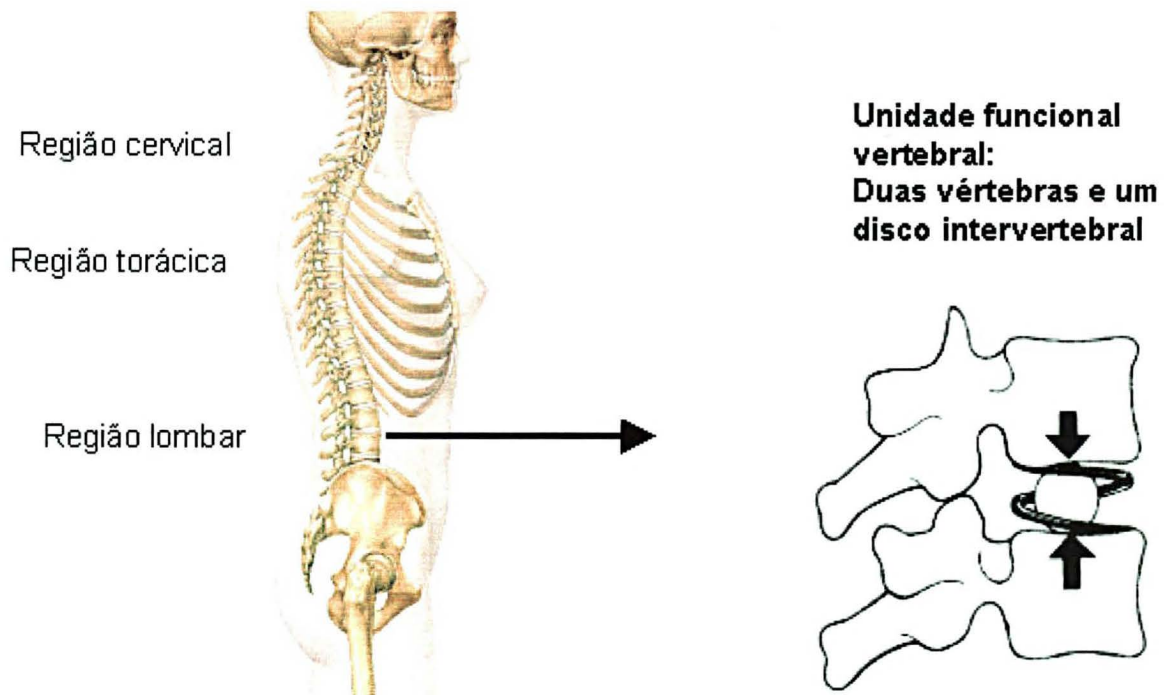


FIGURA 1 - COLUNA VERTEBRAL E UNIDADE VERTEBRAL FUNCIONAL.
FONTE: MODIFICADO DE HEIDEGGER et al. (1974).

A coluna vertebral do adulto apresenta quatro curvaturas no plano sagital: cervical, torácica, lombar e sacra (Figura 2). As curvaturas torácica e sacra são denominadas primárias porque estão na mesma direção da curvatura da coluna vertebral fetal. As curvaturas primárias são devidas a diferenças na altura entre a parte anterior e posterior dos corpos das vértebras e dos discos intervertebrais (DIDIO, 1999). As curvas secundárias, cervical e lombar, embora, surjam, logo após o nascimento são devidas principalmente a diferenças na espessura entre as partes anterior e posterior dos discos intervertebrais (DIDIO, 1999). As curvas secundárias

são côncavas posteriormente e dessa forma compensam e se opõem às curvaturas primárias, que persistem nas regiões torácica e sacra. A curva cervical torna-se proeminente conforme a criança começa a suportar e girar a cabeça - em torno dos 3 meses de vida - e ambas as curvas, cervical e lombar, acentuam-se, com o adquirir da postura vertical e tornam-se evidentes quando a criança começa a andar - em torno dos 12 meses. A curva lombar é mais evidente nas mulheres. O ângulo lombo-sacro não é uma das curvaturas, é o ângulo formado entre o longo eixo da parte lombar da coluna vertebral e o eixo do osso sacro – varia de 130° a 160° (GARDNER, GRAY e RAHILLY 1988; MOORE e DALLEY, 2001).

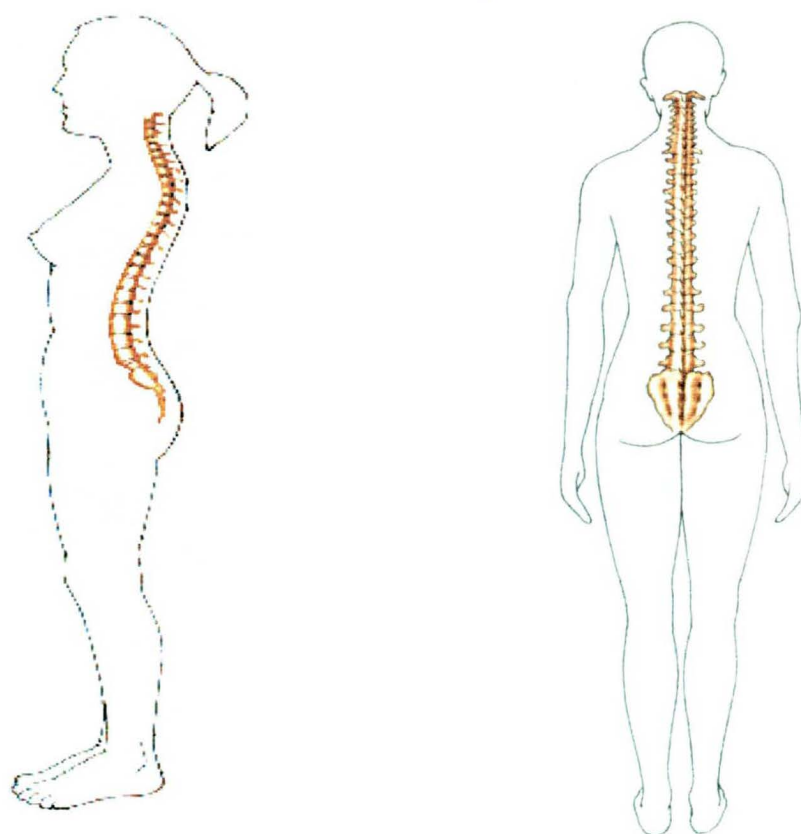


FIGURA 2 - EIXOS DA COLUNA VERTEBRAL NORMAL, VISTA LATERAL ESQUERDA E POSTERIOR. FONTE: MODIFICADO DE HEIDEGGER et al. (1974).

A curvatura da coluna vertebral com uma convexidade posterior é uma curvatura primária que se localiza na região torácica e denomina-se cifose (Figura 3). Enquanto que uma curvatura de convexidade anterior é uma curvatura secundária e se denomina lordose, localizando-se na região lombar e, também, na região cervical (Figura 3). A mensuração é feita pela face convexa que mostra quantos graus a coluna vertebral afastou-se do eixo vertical. A mensuração da cifose em indivíduos normais varia de 20° a 40° . Por sua vez a mensuração da lordose lombar e lordose cervical, em indivíduos normais, varia de 40° a 60° (WILLNER e JOHNSON, 1983; WINTER; BRADFORD; LONSTEIN, 1987).

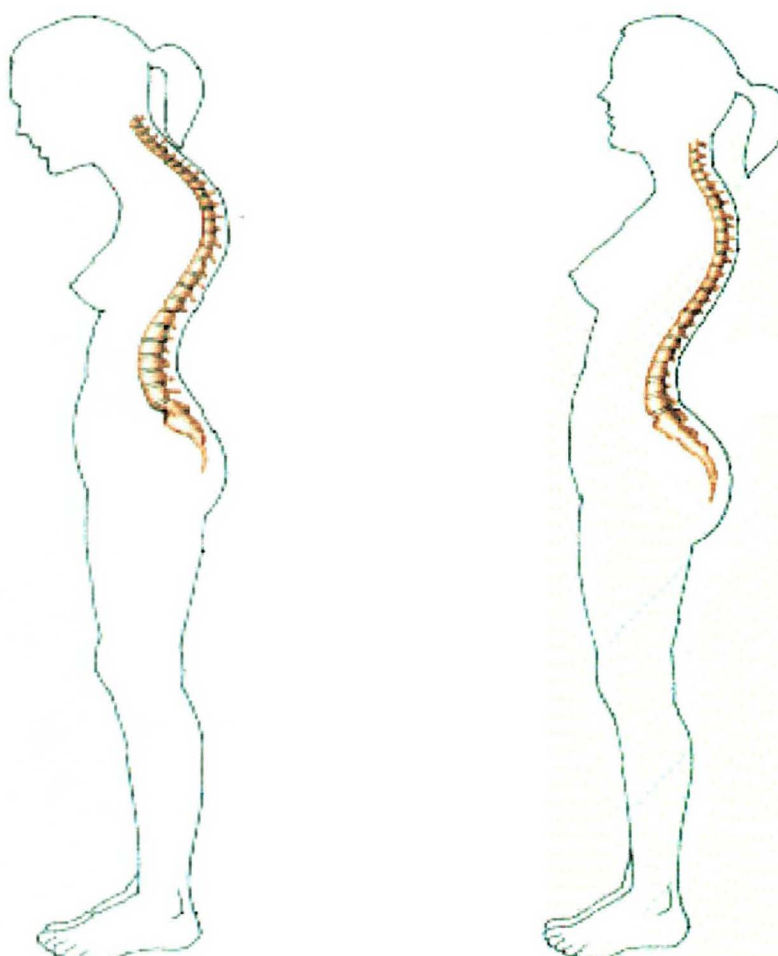


FIGURA 3 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO TRONCO HUMANO COM CIFOSE E LORDOSE. FONTE: MODIFICADO DE HEIDEGGER et al. (1974).

O centro de gravidade do corpo está localizado logo na frente do promontório sacral – na altura da articulação entre a quinta vértebra lombar e a primeira vértebra sacral (L5-S1). Em relação ao equilíbrio e o centro de gravidade, o estudo de Wu e Macleod (2001) examinou o centro de massa quando o corpo foi submetido ao peso de cargas assimétricas correspondentes a 10% e 30% do próprio peso do sujeito. O centro de massa do corpo deslocou-se em distância proporcional ao peso da carga transportada. Para Winter, Bradford e Lonstein (1987), Hamil (1999) e Hall (2000) dentre as funções da coluna vertebral, destaca-se a função de estabilização em uma posição ereta (ortostática) para coordenar os movimentos do corpo como um todo ou em partes e assegurar as exigências de diferentes partes do tronco e, particularmente, da transição lombosacral, com o objetivo de propiciar o máximo de estabilidade e flexibilidade. Assim, partindo destes conceitos é importante conhecer as implicações do carregamento e transporte de objetos e os limites que os mesmos determinam no organismo.

Uma curvatura lateral da coluna vertebral' (para a direita ou para a esquerda) é denominada escoliose. Pode ser funcional ou estruturada (Figura 4). A escoliose funcional ou fisiológica é caracterizada por apresentar a curvatura lateral (desvio lateral) flexível e é corrigida com a inclinação lateral do sujeito. Ocorre na região torácica, mas somente após a primeira infância. Sua concavidade usualmente é para a esquerda, com curvas compensatórias acima e abaixo. Mas, as curvas freqüentemente são inversas nas pessoas canhotas e ocorre escoliose oposta em *situs inversus viscerum*, (GARDNER, GRAY e RAHILLY, 1988). Foi atribuída à desigualdade das ações dos músculos no caminhar. Ainda, diferenças no peso entre as duas metades do corpo podem também ser um fator desencadeante. Certo grau

de curvatura lateral e torção geralmente existe, também, na região lombar (GRAY, 1988).

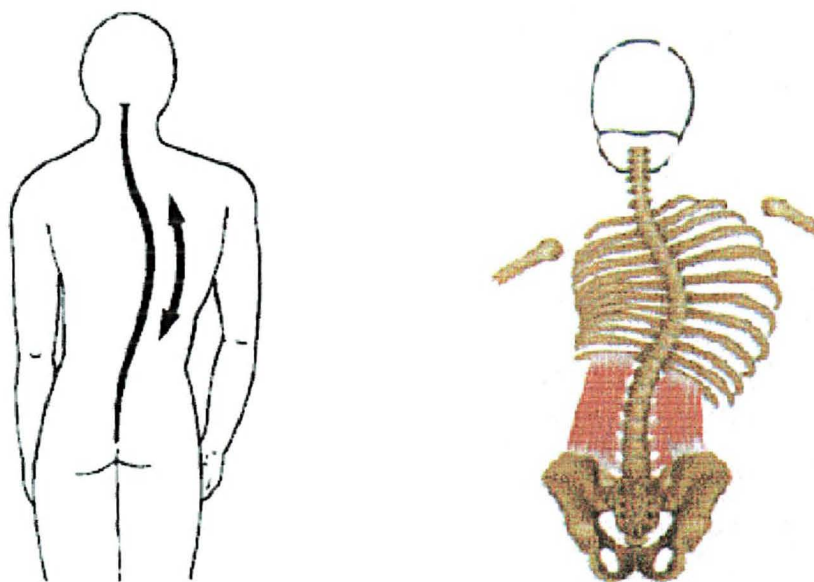


FIGURA 4 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO TRONCO HUMANO COM ESCOLIOSE E DESENHO COM ESCOLIOSE ESTRUTURADA FONTE: MODIFICADO DE HALL (2000).

A escoliose estruturada é anormal. É definida pela presença de curvatura vertebral (desvio lateral) inflexível e que persiste mesmo com a inclinação lateral. A deformidade pode ser extremamente grave e é caracterizada pelas adaptações ósseas, articulares e ligamentares permanentes. Pode aparecer precocemente na infância e ser causada por alterações congênitas das formas das vértebras (exemplo, hemivértebras e vértebras em cunha); torna-se progressivamente mais acentuada devido ao crescimento desigual das vértebras acometidas. A escoliose pode suceder à paralisia dos músculos de um lado do tronco e é, então, denominada

escoliose paralítica Na maioria dos casos, a escoliose estruturada é idiopática, isto é, sua causa é desconhecida (WINTER, BRADFORD e LONSTEIN, 1987; GARDNER, GRAY e RAHILLY, 1988).

Apesar da complexidade da coluna vertebral, a sua unidade funcional, composta por apenas duas vértebras adjacentes e disco intervertebral, apresenta mobilidade eficaz e grande estabilidade, graça aos ligamentos longitudinal anterior e posterior, as articulações interapofisárias (zigo-apofisárias) e aos músculos do dorso. Os fortes músculos do tronco proporcionam os movimentos da coluna vertebral que são a flexão, extensão, flexão lateral e rotação. Essa musculatura tem a importante função de estabilização mecânica da coluna vertebral. Conforme Latarjet e Liard (1996, p. 29-65):

A mobilidade da coluna vertebral varia entre indivíduos de uma mesma raça e entre as diferentes raças. A idade é fator primordial na modificação dos discos intervertebrais, dos ligamentos. A criança possui uma coluna vertebral extremamente móvel e flexível, características estas que vão diminuindo com a idade. Existe certa adaptação da coluna à função exigida, e com os anos, os ligamentos vão ficando mais fibrosos, os discos ficam rígidos e aparecem as ossificações periarticulares, se a coluna não tiver sido suficientemente exercitada.

Além disso, segundo os mesmos autores:

A existência e a manutenção de um equilíbrio vertebral durante os movimentos e os esforços depende, em parte, da forma ou encaixe dos processos articulares. Além disso, há influência da solidariedade intervertebral conferida pelas articulações e a ação da musculatura vertebral. Esta mantém um tônus constante que estabiliza grandemente o esqueleto espinhal. A coluna vertebral é submetida a grandes esforços na extensão: cálculos biomecânicos indicam que para levantar 100 Kg de peso do solo, transmite-se à união lombosacral uma força média de 1000Kg. Este esforço pode ser realizado graças à contração simultânea, demonstrada pela eletromiografia, dos músculos abdominais e torácicos, que representam apoios suplementares e distantes da coluna vertebral.

A coluna vertebral nas crianças e adolescentes apresenta-se em diferentes estágios de desenvolvimento e crescimento, diferenciado-se da coluna vertebral de adultos. O aspecto fundamental desta diferença é a presença de tecidos osteo-cartilaginosos em maturação biológica. O anel cartilaginoso que circunda os corpos vertebrais apresenta núcleo de crescimento ósseo aos 6 anos de idade; a

ossificação do molde cartilaginoso do corpo vertebral começa aos 13 anos e a fusão ocorre aos 17 e 18 anos; em torno dos 20 anos de idade os tecidos vertebrais estão completamente desenvolvidos (TUREK, 1991). Para Tanner, Whitehouse e Takaishi (1966), Tanner (1973a, 1973b), Tanner et al. (1976), Tanner, Whitehouse e Cameron (1985) e Johnson (1990) o desenvolvimento completo ocorre entre os 18 anos e 24 anos, quando a maturação biológica vertebral atinge um estágio de desenvolvimento completo. Ainda segundo esses autores a coluna vertebral é a última parte do esqueleto a completar o desenvolvimento. Adicionalmente, o crescimento ocorre em vários episódios da infância e juventude, sendo a atividade de crescimento máximo predominando na adolescência que ocorre em meninas na faixa etária de 11 a 13 anos e nos meninos em torno de 2 anos mais tarde. Conseqüentemente as crianças são mais suscetíveis de lesões quando exposta a forças deformantes durante transporte de cargas.

Sobre a maturação física Needlman et al. (1997, p. 67-71) mencionam uma distribuição normal da amostra na população: "Entre 10 e 20 anos de idade, as crianças sofrem rápidas alterações do tamanho, forma, fisiologia e funcionamento psicológico e social do corpo..." "... quantidades antropométricas, como estatura e peso estão normalmente distribuídos dentro de uma população permitindo, estatisticamente, considerar indivíduo pertencente a uma determinada população" (Tabela 1).

TABELA 1 - RELAÇÃO ENTRE DESVIO PADRÃO E FAIXA NORMAL EM QUANTIDADES DISTRIBUÍDAS NORMALMENTE PARA ESTATURA E PESO

OBSERVAÇÕES INCLUÍDAS NA FAIXA NORMAL		PROBALIDADES DE UMA MEDIDA "NORMAL" DESVIAR-SE DA MÉDIA POR ESTE GRAU	
DP	%	DP	%
± 1	68,3	≥ 1	16
± 2	95,4	≥ 2	2,3
± 3	99,7	≥ 3	0,13

FONTE: NEEDLMAN et al. (1997).

Outra característica relacionada à adolescência é a encontrada nos estudos de Picolli (1999) que registrou o crescimento máximo linear ocorrendo em meninos na faixa etária de 13 e 14 anos. Conceitos iguais podem ser encontrados no trabalho de Viry e Marcelli (1999, p. 377) – para os quais, "o período de crescimento máximo linear corresponde à época da puberdade". Para esses autores e Marcondes (1989) há consenso de que a intensidade, assim como os ritmos da adolescência são fenômenos biológicos maturacionais e predominam na idade média da adolescência. Também, alterações do timbre vocal - alternância de som vocal agudo e grave, caracterizam a fase da puberdade na adolescência (BERHMAN, KLIEGMAN e ARVIN, 1997; PICOLLI, 1999).

3.3 BIOMECÂNICA RELACIONADA AO TRANSPORTE DE CARGAS

O transporte de carga pelos seres humanos implica em marcha e, concomitante, sustentação da carga corporal. Trata-se de uma locomoção bípede em ação conjunta com a capacidade de sustentar a carga com as mãos, na cabeça, ombros e dorso, além da possibilidade de empurrar e tracionar objetos.

A implicação ergonômica da tarefa de transporte de carga mobiliza esses segmentos corporais. Exige aumento da demanda metabólica e conseqüentemente, um gasto energético maior (BERGER, 1982). Concomitantemente implicações biomecânicas alteram o padrão da marcha e a postura. A cinemática, como parte da biomecânica, é considerada um recurso fundamental para mensurar as modificações desses fenômenos (VIEL, 2001; THRELKELD et al. 2002).

A Biomecânica faz uma mensuração quantitativa do movimento. Realiza uma avaliação e descrição numérica baseada em dados coletados. Avalia a quantidade de movimento através mensuração de medidas físicas. Movimento é uma modificação de posição no espaço de um corpo - pode ter alterado a posição em relação ao meio externo ou alterado a relação posicional entre segmentos corporais. Análise em biomecânica implica em determinar essas modificações através do registro da ação articular e/ou muscular (HAMIL, 1999; HALL 2002).

A Biomecânica utiliza-se de métodos para análise (AMADIO, 1996): a) Cinemetria – é conjunto de métodos que medem os parâmetros cinemáticos e cinéticos do movimento. A aquisição de imagens durante a execução de movimentos permite o cálculo das variáveis: posição, direção, sentido (orientação), velocidade e aceleração do corpo e entre segmentos corporais. Pode ser realizada pela fotogrametria e cinematografia, no entanto, estes recursos descrevem como o corpo se move, mas não explicam as causas do movimento; b) Dinamometria - registra as forças externas e distribuição de pressão, possibilitando a explicação das causas dos movimentos. São usados dinamômetros que quantificam as forças relacionadas aos movimentos; um tipo de dinamômetro utilizado é a plataforma de força que mede força de reação do solo durante a marcha; c) Antropometria - usa parâmetros preestabelecidos para análise do modelo corporal, mensura com medidores como

balanças, estadiômetros e goniômetros; d) Eletromiografia - mede a atividade muscular. É um indicador de fadiga muscular, de padrões de movimento e de parâmetros de controle do sistema nervoso.

Conforme exposto acima, a Biomecânica, através de um de seus recursos de mensuração - a Cinemática - pode fazer uma análise dinâmica dos movimentos do aparelho locomotor durante a marcha. E, assim ser aplicada na análise da execução da tarefa de transportar mochila escolar.

Cook e Neumann (1987) utilizaram a eletromiografia que demonstrou atividade muscular maior durante o transporte de carga mais elevada (equivalente a 20% ou mais do peso corporal); os principais músculos envolvidos nesse esforço de maior solicitação fisiológica foram os músculos da goteira paravertebral e músculos dos membros inferiores, como os músculos glúteos.

As alterações da inclinação do tronco e exigências musculares para realizar a locomoção alterada pela carga desencadeiam tensão na região dorsal e lesões musculares, conforme demonstrado por Pascoe et al. (1997), Hong e Brueggemann (2000) e Hong e Cheung (2003). Segundo esses autores, sujeitos em crescimento podem ser prejudicados no desenvolvimento físico músculo-esquelético, em consequência das alterações provocadas pelo transporte de carga elevada.

Radiografias constituem o método, geralmente, usado para estudar variação da postura e mobilidade vertebral (LINDHAL, apud VACHERON 1999; VANNEUVILLE, 1994). Mas, devido aos efeitos nocivos da radiação, métodos diferentes têm sido experimentados. Neste sentido, numerosos estudos e pesquisas usam marcadores cutâneos para analisar os movimentos dos segmentos anatômicos humanos. Interessados na eficácia desse método Vanneuville et al. (1994) verificaram a precisão de marcadores cutâneos usados em cinemática.

Através de estudo, no qual utilizaram cadáveres, os autores fixaram nos processos espinhosos das vértebras torácicas (T7, T12), das vértebras lombares (L1, L3) e da primeira vértebra sacral (S1) pinos metálicos (modelo de Kirschner) e, para fins de comparação aderiram marcadores na superfície cutânea (na mesma projeção anatômica). Fizeram, então, radiografias e fotografias para medir a variação de angulação nas posições de flexão e extensão - a posição neutra foi usada como referência. As radiografias mensuravam a angulação dos pinos metálicos e, as fotografias mensuravam a angulação das marcas cutâneas. Uma análise estatística foi aplicada. O resultado mostrou que movimento de flexo-extensão não apresenta diferenças de quantificação entre o método radiográfico e o método fotográfico ($p < 0,05$) na variação angular no plano sagital, embora ocorra um leve deslocamento da pele em volta do processo espinhoso. Para esses autores a metodologia do uso dos marcadores cutâneos é efetiva para estudar os movimentos da coluna vertebral nos experimentos.

Soutas-Little (1999) propõem uma alternativa através do uso de protocolo de marcadores virtuais. Esse recurso poderia ter lugar para casos, de análise tridimensional, nos quais as câmeras ficam limitadas de capturar as imagens completas, devido a sobreposição, no trajeto do campo de focalização das câmeras, de segmentos anatômicos. Segundo o autor, a derivação pelo uso de matriz matemática (derivada matricial), poderia adicionar dados à análise convencional da cinemática. Esta metodologia fica condicionada à captura de dois marcadores cutâneos em cada segmento rígido do corpo; cada segmento teria, no mínimo, três marcadores disponíveis; desta maneira, cada câmera obteria pelo menos dois pontos de referência e, portanto um segmento de reta.

Outro recurso usado para avaliar o impacto da carga na coluna vertebral é a ressonância magnética; esta foi usada por Malko, Hutton e Fajman (1999) que confirmaram a mudança de volume do disco intervertebral durante uma ação simulada diurna e cíclica de carga na região lombar; a carga induzia mudança nos volume dos discos que pode ser detectada; o volume aumenta 5,4% nas 3 horas seguintes após remover a compressão da carga; a água contida no núcleo e ânulo compõe 80% e 70% respectivamente do volume, conseqüentemente, parte desse valor é passível de fluxo.

A análise dos movimentos da coluna vertebral através da captação videográfica tridimensional foi utilizada por Syczewska, Oberg e Karlsson (1999). Sinalizaram pontos anatômicos com marcadores cutâneos localizados no eixo vertebral, ombros e quadris – em 8 vértebras, nos acrômios e nas espinhas ilíacas humanas – e estudaram em um sistema de referência cartesiano. Concluíram que o comportamento da coluna durante a marcha pode ser descrito como o movimento de um eixo rígido e, adicionalmente, a sobreposição de pequenos movimentos intersegmentares entre as vértebras; também os gráficos dos ângulos entrem a linha que une os acrômios e a linha que une as espinhas ilíacas, nos planos frontal e horizontal, se apresentam alternados durante o ciclo da marcha.

Brenzikofer et al. (2000) descrevem as alterações que ocorrem na forma geométrica da coluna vertebral e do dorso de sujeito durante a marcha normal. Os autores modelaram a coluna vertebral e o dorso, colocando vinte e um marcadores cutâneos nos processos espinhos entre a quinta vértebra lombar e a sétima vértebra cervical - definindo o alinhamento vertebral. Além disso, sinalizaram o restante do dorso com marcas nas escápulas e ilíacos bilateralmente; marcas adicionais nos membros superiores tinham a função de auxiliar na identificação das fases do ciclo

da marcha. Os autores mencionam ser esta uma forma fiel de analisar quantitativamente as alterações na forma geométrica da coluna vertebral e dorso durante a marcha.

Com uma abordagem semelhante Frigo et al. (2003) fizeram uma análise biomecânica cinemática de segmentos vertebrais e ombros nos plano sagital, frontal e horizontal, durante a marcha, em jovens do sexo feminino - idade média de 12,3 anos. As marcas cutâneas foram colocadas em processos espinhosos da coluna vertebral e acrômios permitindo comparar os ângulos da posição ortostática com os ângulos desenvolvidos durante a marcha, a exemplo da metodologia usada por Syczewska, Oberg e Karlsson (1999). Os seguintes valores foram encontrados: no plano sagital o resultado mostrou uma média de inclinação anterior de $3,4^{\circ}$ - ângulo mínimo $5,9^{\circ}$ (ocorreu na fase de apoio, justamente na subfase de retirada do hálux do solo - *toe-off*) e ângulo máximo de $7,9^{\circ}$ (ocorreu na fase de oscilação), relativamente à posição em pé. Quanto às curvas fisiológica do plano sagital, somente a lordose mudou durante a marcha - ocorreu diminuição de $5,2^{\circ}$ em média do ângulo da lordose. A cifose apresentou ângulo médio, na posição em pé, dentro do limite do ângulo máximo e do ângulo mínimo da marcha. No plano frontal, o tronco inclina para esquerda - $2,2^{\circ}$ e para direita $1,7^{\circ}$. Uma deformação da coluna, na metade proximal, aparece e era máxima na fase inicial de apoio do calcanhar (*heel-strike*) - a inclinação do tronco era contralateral ao pé que estava fazendo o apoio no solo. Neste plano os ombros permaneceram estáveis, sem inclinação. No plano horizontal, os ombros rodavam em movimento rotacional contrário à pelve.

Concluem que, nessa amostra estudada, os movimentos dos segmentos analisados foram menores do que 5° durante a marcha, exceto o ângulo da curva proximal no plano frontal. Todos os ângulos medidos estavam abaixo de suas

amplitudes de movimentos. Crosbie, Vachalathiti e Smith (1997) estudaram, também por meio da cinemática, os movimentos segmentares do tronco humano em sujeitos adultos; no segmento torácico encontraram 2,5° de inclinação anterior e 7,0° de inclinação lateral; no segmento lombar encontraram 3,5° de inclinação anterior e 9,0° de inclinação lateral. A rotação do tronco atinge, no segmento torácico 4,0° e o segmento lombar 4,5°. Concluem que existem padrões de movimentos nos segmentos torácicos e lombares da marcha humana. Adicionalmente, o segmento lombar acompanha os movimentos da pelve no mesmo tempo do ciclo.

Posteriormente, Hong e Cheung (2003) e Frigo et al. (2003) determinaram uma inter-relação de movimentos entre a coluna vertebral e a pelve.

Por meio desses recursos, a Biomecânica fornece a quantificação das alterações ocorridas durante os movimentos dos segmentos corporais provendo parâmetros mensuráveis para a ergonomia do transporte de carga.

3.4 FUNDAMENTOS DO TRANSPORTE DE CARGAS

As cargas apresentam duas características físicas fundamentais e interdependentes, que influenciam na eficiência do transporte: o peso e a forma da carga transportada. O design do objeto transportado implica diretamente na maneira de transporta-lo e conseqüentemente no gasto energético e nas alterações biomecânicas.

O valor máximo da variável peso é referido em muitas pesquisas como um percentual do peso do sujeito. Wells et al. (1983) demonstraram o aumento da incidência de queixas de sintomas físicos, principalmente queixas de dor e

dificuldades de mobilização dos ombros e do pescoço, proporcionalmente ao aumento de peso da carga transportada. Foram analisados, comparativamente, os carteiros que carregavam mochila dos correios e os que não carregavam. Faziam o mesmo trabalho de locomoção, porém não transportavam pesos, embora caminhassem distâncias semelhantes.

Alguns autores (WATERS, LUNSFORD e PERRY, 1994; DUL e WEERDMEESTER, 2001), embasados nas recomendações da instituição Division of Biomedical and Behavioral Science, Centers of Disease Control and National Institutes of Health - EUA, (NIOSH) indicam para adultos, o peso máximo de 23kg de cargas a serem transportadas como também indicam o mesmo valor para o ato laborativo de levantar objetos. Yuy e Lu (1990) analisaram 33 homens chineses que marcharam na velocidade de 5 km/h, sem transportar carga e em situação de transportar carga de 15 kg , 20 Kg e 31 kg. Os testes eram feitos durante 7 horas por dia e os pesos eram usados em dias diferentes. Constaram que a frequência cardíaca se manteve abaixo de 120 pulsos por minuto em 95% das medições quando a carga não ultrapassava de 20 Kg e, portanto, o valor aceitável de peso a ser transportado deveria ter este limite máximo. Não obstante 10% a 15% dos sujeitos estavam esgotados e pareceram cansados segundo critérios subjetivos de análise - obtidos através de questionário.

Legg e Mahanty (1985) comparando diferentes métodos de transporte de carga sugerem que devam ser usados métodos objetivos e subjetivos de análise dos experimentos sobre o transporte de cargas, porque raramente existe consenso da forma ideal de levar a carga, já que isso depende de múltiplos fatores. Porém indicam que o padrão comum prevalece, devendo a carga ser colocada no corpo de forma simétrica, pendendo verticalmente do tronco em direção aos pés e que

garanta estabilidade antero-posterior e lateral, de tal maneira que o centro de gravidade da carga deva ser junto ao corpo. Também os pesos não devem exigir força exclusiva de grupos musculares pequenos e, principalmente, de grupos de músculos fortes e longos.

Quanto ao design, Datta e Ramanathan (1971), compararam sete maneiras diferentes de transportar de cargas de 30 Kg por adultos. A distância percorrida era 1 Km e a velocidade de 5 Km por hora. Ficou demonstrado que fisiologicamente o método mais eficaz de transporte é o de carga disposta duplamente e quantitativamente anterior e posterior ao tronco – a carga no experimento estava com o peso distribuído simetricamente e se localizava na face anterior e posterior do tórax. O método fisiologicamente menos eficiente era o transporte de carga segurada pela mão - ocorre consumo maior de oxigênio (VO_2) devido ao trabalho biomecânico maior da musculatura, durante as atividades com cargas assimétricas.

Seqüencialmente Datta et al. (1973) repetiram o trabalho com resultados semelhantes. Estes foram os trabalhos científicos, junto com os relatos de Malhota e Sen Gupta (1965) que primeiro embasaram a importância da simetridade de disposição de cargas a serem transportadas pelo indivíduo.

O transporte de carga acrescenta ao corpo humano um objeto com massa própria, e, portanto, com centro de gravidade próprio. Devido o acréscimo de peso ao corpo humano, este através da ação e força muscular deverá manter o objeto fixado ao corpo para transportá-lo. Na disposição assimétrica do peso, há maior esforço biomecânico para manter o equilíbrio do sujeito (DEVITA, HONG e HAMILL, 1992).

Kinoshita (1985) estudou uma amostra de 10 homens com peso médio corporal de 64 kg que realizaram a tarefa de transporte de carga e marcha sem

carga. Nas condições de transporte de carga os sujeitos usavam mochila simples dorsal e, em outra situação comparativamente, usavam mochila dupla (metade do peso na face anterior do tórax e metade do peso no dorso). O peso destas mochilas era 10% e 20% do peso do sujeito analisado. Através de plataforma de força e análise cinemática pode-se demonstrar maiores mudanças na postura e alteração do padrão da marcha quando a condição de carga maior era comparada com a carga menor ou em situação de deambular sem carga. A postura do corpo e o padrão da marcha eram próximos do normal quando os sujeitos caminhavam com dupla mochila (*backpack*). Isso sugere que a mochila dupla (com distribuição simétrica de peso na face anterior do tórax e na região dorsal) era biomecanicamente mais efetiva do que a mochila convencional dorsal (mochila única situada no dorso - *backpack* comum).

O modo de transportar carga também foi abordado pelo estudo de Nottrodt e Manley (1989) que pesquisaram cinco maneiras de levar carga em distâncias fixas de 10 metros em diferentes velocidades. As cargas foram transportadas da seguinte forma: segurando o objeto pela mão dominante; segurando o objeto pelas mãos bilateralmente; segurando o objeto com as duas mãos em frente ao tórax e com os cotovelos flexionados em 90 graus e também transportando como no item anterior, porém mantendo os braços e antebraços em extensão; a quinta forma era a execução tarefa sem transporte de peso. Os testes mostraram que o transporte de carga com as duas mãos pendentes ao lado do corpo, segurando o objeto, apresenta menor alteração metabólica e biomecânica.

Diferenças entre os gêneros durante o transporte de cargas puderam ser verificadas por Martin e Nelson (1986). Estes autores examinaram os efeitos do transporte de carga de diferentes magnitudes no padrão de deambulação.

Demonstraram que o transporte de carga afeta de modo diferente o padrão de marcha de homens e mulheres. Houve diferenças significativas no padrão de marcha entre homens e mulheres submetidos ao teste de transportes de cargas. As mulheres necessariamente aumentam a frequência dos ciclos dos passos devido ao menor comprimento entre as passadas. Também, eram mais sensíveis a cargas mais pesadas e uma inclinação anterior do tronco, mais pronunciada, foi observada.

Muza et al. (1989) investigaram a hipótese de que determinados índices de funções pulmonares são reduzidos proporcionalmente ao peso das cargas transportadas por mochilas. Isso seria causado por um mecanismo de compressão das cargas sobre a caixa torácica. Recrutas das forças armadas, com média de idade de 20 anos, foram testados marchando em esteira ergonômica sem carga e marchando com cargas de 10 kg e 30 kg transportadas por meio de mochilas. O transporte de carga mais elevada mostrou uma redução da capacidade vital forçada e redução do volume expiratório forçado durante os testes.

Reilly et al. (1993), abordando a ação ergonômica de mochilas com formato duplo (anterior e posterior: double-pouch) e mochilas bilaterais, observaram que são ergonomicamente superiores quando comparadas com mochilas simples (unilaterais) carregadas em um ombro. A causa desta diferença é devido a esforço físico maior para manter o padrão de marcha. Quando o sujeito caminha ocorre necessidade de maior compensação lateral na postura; quando a dupla-mochila (frontal e dorsal) era usada causava uma menor contração da musculatura espinhal e menor esforço cardiovascular. Estas alterações refletem a maior contração estática (sem movimento, apenas segurando o objeto a ser transportado) demonstrada por Astrand e Astrand (1980) e Grandjean (1998) que leva a fadiga muscular. A mochila bilateral de ombros apresenta o melhor design, ou seja, o melhor modelo, segundo

avaliação subjetiva, informada pelos sujeitos neste trabalho, em relação ao conforto do transporte da carga estudada.

A praticidade ergonômica do transporte de peso, também, foi averiguada por Dempsey et al. (1996) em pesquisa que tendo como sujeitos carteiros concluíram que mochila de duas alças nos ombros, bilateralmente, é melhor sob o ponto de vista biomecânico.

Uma pesquisa de campo e laboratorial com carteiros nos Estados Unidos, realizada por Ayoub e Smith (1999), mostrou que a melhor alternativa de transporte é a mochila (*satchel*) com alças de ombros e cruzadas anteriormente. Os motivos se devem a distribuição simétrica do peso carregado por essas mochilas, ocorrendo menor alteração postural - menor inclinação lateral; também resulta em menor força compressiva na coluna e menor pressão das alças nos ombros e, de acordo com o questionário de avaliação respondido pelos sujeitos, são mais confortáveis. Há, porém, fatores negativos, como dificuldade de proteção do ataque de animais domésticos. No entanto, tais conceitos não são universalmente aceitos.

Vacheron et al. (1999) analisando as mudanças dos contornos da coluna vertebral causada pelo transporte de carga e, em busca dos movimentos que essa ação impõe na coluna quando a pessoa é submetida a tal ação, fizeram uma análise tridimensional, com vídeo-câmera. A carga transportada pesava 22,5 Kg e ficava localizada em nível de nona vértebra torácica (T9); foi confeccionada uma mochila especialmente para este experimento, de forma que pudessem ser colocados pesos sem obstruírem marcadores cutâneos localizados nos processos espinhosos vertebrais. Realizaram a filmagem de doze sujeitos com marcas cutâneas localizadas na sétima vértebra cervical (C7), nas vértebras torácicas (T7 e T12), na terceira vértebra lombar (L3), na primeira vértebra sacral (S1), na protuberância

occipital externa e no mento. Em todos os sujeitos ocorreram umas diminuições dos movimentos intersegmentares entre S1-L3-T12, também surgiu em nível L3-T12-T7, não obstante mais discretamente. Notou-se um aumento de movimentos intersegmentares entre T7-C7. Eles supõem que a diminuição da força muscular e/ou oscilação angular do tronco pode ser a causa comum dos sintomas durante o transporte de cargas. Concluem que os sujeitos durante a tarefa adotam uma postura modificada do segmento vertebral cervical, torácico e lombar, caracterizada pela inclinação anterior dos eixos vertebrais.

3.5 TRANSPORTE DE MALAS E MOCHILAS POR ESCOLARES

Os autores que investigaram transporte de material escolar por estudantes mencionam o elevado peso desses objetos. Segundo Hong et al. (2000), estudos publicados pelo Department of Orthopaedic Surgery at the University of Hong Kong, a comunidade estudantil local transporta peso correspondente, em média, a 20% do peso corporal.

Na Alemanha, Voll e Klimt (1977) observaram que, em média o peso transportado pelos estudantes era 12,5% do peso corporal. Resultado semelhante foi mencionado por Sander (1979) que encontrou os estudantes transportando peso acima de 10% do peso corporal.

Pascoe et al. (1997) nos Estados Unidos da América relatou que o peso transportado pelos escolares, na faixa etária de 11,3 anos, é de 7,7 kg em média - este peso corresponde a 17% do peso corporal na amostra estudada.

A pesquisa realizada por Grimmer, Williams e Gill (1999), na Austrália, detectou a metade dos estudantes (50%), na faixa etária até os 18 anos, transportando material escolar com peso acima de 10% do peso corporal. Os estudantes italianos avaliados por Negrini, Carabalona e Pinochi (1998) transportavam carga média de 22% do peso corporal. Whittfield et al. (2001), na Nova Zelândia, encontrou uma carga média transportada pelos estudantes de 13,2% do peso corporal.

Interessado no valor que referenciasse o peso transportado pelos estudantes na comunidade local (Curitiba, PR), um trabalho prévio realizado pelo autor desta dissertação, (CARVALHO et al. 2003) encontrou a porcentagem de 18% dos estudantes, na faixa etária entre onze anos e dezesseis anos, transportando malas e/ou mochilas com peso superior a 10% do peso corporal. O limite máximo de peso transportado através de mochila escolar teve como valor carga equivalente de 15,54% do peso corporal. Este trabalho deu subsídio para a escolha da idade e peso médio das malas e mochilas escolares - verificou-se que o peso médio das mochilas, na amostra examinada (232 escolares), predominava e correspondia à faixa etária de treze a quatorze anos.

A quantificação dos níveis de compressão em articulação lombo-sacral (L5-S1), causada pelo peso da carga transportada, pode ser realizada por meio de cálculos biomecânicos, nos quais se usam fórmulas propostas por Chaffin et al. (2001). Tais fórmulas constituem um método indireto de mensuração da tensão (*stress*) a que foi submetida à coluna vertebral.

Rebelatto et al. (1991) usaram essa abordagem para determinar a influência do transporte do material escolar sobre a ocorrência de desvios posturais em estudantes, evidenciaram que os mesmos transportavam, em média, peso

significativamente superior à capacidade de seus grupos musculares, fato que determina altos níveis de compressão em L5-S1, demanda excessiva da musculatura lombar e, principalmente, vários tipos de alterações posturais.

Variáveis biomecânicas foram utilizadas por Pascoe et al. (1997) para analisar as alterações que ocorrem no ciclo da marcha em jovens ao transportar mochilas com peso de 7,7 kg - esta medida correspondia a 17% do peso corporal dos sujeitos. Observaram queixas de desconforto físico em 51% sujeitos avaliados durante o uso de mochilas; assim distribuídos: sensibilidade muscular (67,2%), dorsalgia (50,8%), dormência (24,5%) e dores em ombros em torno de 14,7%. Registraram, por meio de procedimentos de cinemática, elevação do ombro e inclinação lateral do tronco quando o indivíduo carrega mochilas com apoio unilateral; concluíram, também que a resposta do organismo ao esforço de transportar aquela carga promove inclinação postural para frente do tronco; concomitante houve diminuição do comprimento do passo e aumento da frequência do mesmo.

A preocupação de verificar a interação de variáveis metabólicas e biomecânicas levou Wong e Hong (1997) a avaliarem dez sujeitos do sexo masculino (média de idade de 11,6 anos) que foram filmados bi-dimensionalmente. Mensuraram a frequência cardíaca quando marchavam em esteira normalmente sem carga e quando transportavam carga de 10%, 15% e 20% do peso corporal. A estatura e o peso eram de 149,95 cm e 44,45 kg, respectivamente. A velocidade era de 1,1 m/s, durando 15 minutos. A mochila foi colocada no meio do dorso, na altura da décima vértebra torácica (T10). As alterações encontradas foram uma inclinação anterior do tronco e alteração do tempo de apoio simples do passo no ciclo da marcha (houve diminuição do tempo de apoio simples do passo durante a fase de apoio). Esses autores sugerem que a frequência cardíaca não deve ser usada como

teste fisiológico único e sim conjuntamente com outros parâmetros fisiológicos. E, também, indicam o uso da eletromiografia (EMG) para obter-se informações adicionais sobre os problemas da coluna vertebral causados pelo transporte de malas e mochilas escolares.

Uma extensa abordagem dos efeitos os efeitos metabólicos nas crianças, causados pelo diferentes pesos transportados relataram Hong et al. (1998). Selecionaram de uma escola fundamental, 15 crianças masculinas com idade 12 anos; foram testadas carregando 10%, 15% e 20% de seus próprios pesos e também, como controle deambularam sem carga. O VO_{2max} foi medido em uma esteira motorizada usando um protocolo progressivo. No teste de carga os sujeitos caminharam na velocidade de 1,1 m/s, durante 20 minutos na esteira. A taxa cardíaca e o ar expirado foram gravados com um sistema de função cardio-pulmonar antes, durante e até 5 minutos após a caminhada. Houve um aumento na energia gasta e consumida durante o transporte de carga de 15% e 20% do peso corporal. Mas não houve diferença na resposta da função cardio-pulmonar em todas as situações de carga - 60% da frequência cardíaca máxima nas crianças das mesmas idades foram obtidas nas diferentes condições de carga. Um estado de estabilização do consumo de energia termina 5 minutos após o início da caminhada e se mantém durante todo o tempo de carregamento de carga. Os autores recomendam o peso das mochilas para crianças o limitado a 10% do peso do sujeito; porque este valor não aumenta significativamente o custo metabólico. Concluíram que o custo metabólico de transportar carga com peso equivalente a 20% do peso corporal foi estatisticamente significativo em relação a transportar carga equivalente 10% do peso corporal. A percentagem de 20% do próprio peso determinou aumento de 44,11 % (variação de mais ou menos 4,20%) da VO_{2max} e consumo de 3,23 kcal/min.

O impacto causado pelo transporte de diferentes pesos transportados por escolares levou Hong e Brueggemann (2000) a examinarem através da cinemática o padrão da marcha - associaram a mensuração de alguns parâmetros metabólicos como a taxa cardíaca e pressão sanguínea. Os sujeitos transportavam, deambulando em esteira, malas escolares que pesavam 10%, 15% e 20% do próprio peso corporal. Quando foi comparada a situação de marcha sem carga com o transporte de malas escolares com peso de 20% do próprio peso, esta situação induziu significativo aumento da inclinação para frente do tronco, diminuição do movimento de balanço (oscilação) e diminuição do ângulo do tronco; durante o ciclo da marcha houve aumento da fase de estabilização devido a aumento do tempo de duplo apoio, em compensação ocorreu diminuição da fase de oscilação do ciclo da marcha. Também houve prolongação do tempo de retorno da pressão sanguínea a níveis normais; a frequência cardíaca não mostrou diferença significativa entre as várias condições. Não foi encontrada significativa diferença entre os parâmetros medidos entre a condição de marcha sem carga e a condição com carga de 10% do peso corporal. Os autores indicam que o peso mochilas não deve ultrapassar os 10% do próprio peso em meninos com 10 anos de idade.

Uma avaliação extensa usando o gênero, a idade e parâmetros antropométricos foi feita por Grimmer, Williams e Gill (1999), na qual os autores investigaram a postura de 985 adolescentes, usando como variável o ângulo crânio-vertebral. O resultado mostrou que o dado antropométrico, ângulo crânio-vertebral, não é sensível para detectar alterações posturais durante o transporte de mochilas escolares em adolescentes de 12 a 18 anos de idade. Houve mudança significativa desse ângulo em todas as faixas etárias e também por gênero, quando se comparava a posição em pé sem carga (sem mochila) com a posição com carga

(transportando mochila). Proporcionalmente, escolares mais jovens e do sexo feminino tiveram mais influência nas mudanças antropométricas observadas do que o peso das mochilas.

A ocorrência de desconforto do aparelho locomotor foi investigada por Grimmer e Williams (2000) que descreveram resultado de estudantes com queixas de lombalgias associadas com o transporte de carga (mochila escolar), tempo de carregamento de carga, tempo de permanência sentados e tempo de atividade física esportiva, usando dados de 1269 adolescentes em 12 escolas participantes voluntariamente da pesquisa. Mochilas de alças bilaterais de ombros foi o método de preferido de carregar e transportar - dois terços preferiam transportar cargas nos dois ombros. A média de carga era de 5,3 kg (aproximadamente 10% do peso do corpo do sujeito). Os estudantes mais novos carregavam aproximadamente o mesmo peso que os estudantes mais velhos. Meninas relacionavam associação entre lombalgias, tempo de permanência sentadas, tempo de prática de esporte e tempo de carregamento de carga. Massa corporal não era relacionada com outra variável.

Prosseguindo em suas pesquisas, sobre o transporte de malas e mochilas escolares, Grimmer et al. (2002) propuseram que cargas transportadas por mochilas produzem mudanças na postura. Apesar de que a má postura relaciona-se com dor vertebral, há pouca evidencia se determinada carga e quanto de carga produzem lesões em tecidos vertebrais. Os autores verificaram a influência de diferentes cargas na posição em pé de adolescentes, fazendo fotografias (análise estática) dos efeitos de carga. Cargas de 3%, 5% e 10% carregadas em mochilas posicionadas e centradas na altura da sétima vértebra torácica (T7), da décima-segunda vértebra torácica (T12) e na altura da terceira vértebra lombar (L3). Fizeram fotografias

sagittais na posição em pé e nas condições experimentais. Modelos de análise de variância foram feitas e o resultados mostrou que a idade e o gênero não eram fatores significativos quando se comparavam as respostas posturais às cargas ou condições. As mochilas colocadas na altura de T7 produzem uma maior inclinação lateral (no plano frontal) e anterior (no plano sagital) quando comparados como as outras localizações.

Informações, sobre dados metabólicos, foram reafirmadas por Hong et al. (2000). O estudo sobre os efeitos do transporte de carga por crianças na faixa etária de 10 anos de idade registrou a frequência cardíaca, pressão sangüínea e o consumo energético. O resultado mostrou uma diferença significativa no custo metabólico - refletido em termos de consumo de oxigênio, energia consumida e tempo de retorno da pressão arterial - causado pelo transporte de carga equivalente a 20% de peso corporal. Para os autores ficou claro que crianças têm um trabalho intenso e desgastante para transportar carga de 20% do peso corporal. A intensidade relativa do trabalho realizado (%VO₂max) era significativamente maior do que deambular sem carga.

Para os autores Wong e Hong (1997), Pascoe et al. (1997), Hong e Brueggmann (2000) a carga transportada determina a inclinação anterior do tronco para compensar a alteração do centro de gravidade. Essas atitudes posturais implicam em um numero maior de músculos envolvidos no trabalho de transportar cargas e têm como conseqüências um custo metabólico.

A função pulmonar interessou Lai e Jones (2001) que demonstraram efeitos restritivos nos volumes respiratórios correntes, por meio de mensuração com espirômetro, durante o transporte de mochilas escolares com cargas de 20% e 30% do equivalente do peso corporal - as alterações foram significativas nos volume

expiratório forçado (FEV) e a capacidade vital (CP); ainda, confirmam terem encontrado efeitos negativos na mecânica pulmonar devido ao ângulo torácico máximo aumentado adotado, na postura cifótica, durante o transporte de carga em escolares. Segundo os autores, os ligamentos e músculos esqueléticos somente estarão completamente desenvolvidos após os 16 anos de idade; cargas pesadas sobre a coluna vertebral induzirão tensão mecânica e seqüencialmente desvios musculoesqueléticos como escoliose, cifose e lordose - tais distúrbios com incidência prevalente em crianças em crescimento e com implicações na mecânica respiratória.

Uma investigação do peso das malas e mochilas escolares, considerando faixa etária e tempo de transporte, foi realizada por Whittfield et al. (2001). Foram avaliados 140 estudantes que levavam carga com peso correspondente a valor acima de 10% do peso corporal. Os autores verificaram que estudantes na faixa etária dos 13 anos transportam, em média, 13,2% do peso corporal em comparação com os estudantes de 16 anos que transportam, em média, 10,3% do peso corporal. Embora a diferença apresente um valor pequeno entre as faixas etárias, os estudantes mais novos, que carregam peso maior, estão expostos a maior risco de desenvolver sintomas musculoesqueléticos. Na mesma pesquisa, os autores verificaram que os estudantes transportam malas/mochilas escolares por um período médio de 1h24min por dia. Apesar dos sintomas musculoesqueléticos ter uma origem multifatorial, o transporte prolongado de malas/mochilas escolares pesadas tem sido considerado um fator de sobrecarga diária e por isso suspeito de contribuir para a ocorrência de desconforto físico.

Especificamente, a cinética da marcha no transporte de carga, foi focada por Wang, Pascoe e Weimar (2001) que estudaram 30 estudantes. Estes deambularam

em diferentes velocidades iniciais registradas por metrômetro: velocidade de 55,5 passos/minuto; velocidade selecionada previamente pelo próprio sujeito. Marcha com carga de 15% do peso corporal e foi comparado com a condição de marcha sem carga. Usaram para avaliação uma plataforma de força e cinemetria tridimensional (200 Hz). Evidenciaram importantes alterações nos avaliados, quando transportavam carga com peso de 15% do peso corporal: os sujeitos tiveram diminuição na velocidade volicional, diminuição no tempo de apoio simples, aumento no tempo de duplo apoio, força de impulso aumentada na fase de duplo apoio e força de impulso diminuída na fase de apoio simples durante o ciclo da marcha.

A cinemática do transporte de mochilas foi utilizada por Mota et al. (2002). Analisaram o andar de crianças transportando mochilas; seis estudantes - com carga de 12% do peso corporal - foram filmados com duas câmeras, bi-dimENSIONalmente pelo lado direito e lado esquerdo em esteiras ergonômicas. O ângulo do tronco em relação à vertical para o andar com o uso com mochilas demonstrou uma maior inclinação à frente e uma menor inclinação posterior quando comparado ao andar sem mochilas, isso sugere deslocamento posterior do centro de gravidade o que leva a um ajuste postural compensatório do tronco para a manutenção do equilíbrio. Os sujeitos com mochilas apresentaram um maior ângulo de flexão do quadril o que pode ser a resultante de uma postura compensatória de flexão do tronco.

Algumas teorias que tentam explicar o balanço lateral e anterior do tronco (e dos segmentos vertebrais) durante o transporte de carga fundamentam-se na Teoria do Controle Motor também chamada de teoria do motor vertebral (*spine engine*), que diz que a coluna vertebral complementa os movimentos da pelve para manter o equilíbrio durante a marcha. Os movimentos do segmento vertebrais lombares têm a mesma orientação dos movimentos da pelve - por sua vez os movimentos da pelve

são consequência da necessidade do sujeito avançar os membros inferiores e transferir o peso do corpo, de um lado ao outro, durante a deambulação normal. Crosbie, Vachalathiti e Smith, (1997), Frigo et al. (2003), Hong e Cheung (2003) encontraram uma relação direta, entre os movimentos da coluna vertebral lombar e torácica, relacionada na mesma fase da marcha, com os movimentos da pelve. Para esses pesquisadores o acréscimo biomecânico de uma determinada carga a ser transportada teria influência nos padrões de marcha encontrados

A pesquisa realizada por Negrini, Carabalona e Dipeng (2002) avaliou durante 6 dias da semana 237 estudantes - pesaram as malas e mochilas escolares e aplicaram um questionário. As malas e mochilas escolares são consideradas pesadas para 79,1% das crianças, causam cansaço em 65,7% e dor para 46,1%. Há uma relação estatística entre o peso da carga e dor, mas não é uma relação direta - existe fatores individuais e psicológicos concomitantes.

Proporcionalmente os escolares ultrapassam o limite legal laborativo de peso transportando malas ou mochilas escolares comparativamente ao transporte de peso recomendado para os adultos (TROUSSIER et al., 1994; NEGRINI, CARABALONA e DIPENG, 2002).

Sheir-Neiss et al. (2003) conduziram um estudo transversal seguido por estudo longitudinal, cujo objetivo era investigar a relação entre o uso de mochila escolar e dor em região dorsal. Segundo aqueles autores, a prevalência de dores dorsal inespecíficas aumenta muito da idade de pré-adolescência de 10% para mais de 50% em adolescentes com idade de 15 a 16 anos. É muito difundido e preocupante o conceito de que as pesadas mochilas carregadas por adolescentes contribuem para o desenvolvimento de dorsalgias. Foram coletados dados de um total de 1126 crianças, idade de 12 a 18 anos, que participaram respondendo um

questionário sobre saúde, atividades e o uso de mochilas escolares. Mediram-se o peso e altura de cada sujeito, além do peso das mochilas. Consideravam que a criança tinha dor se um dos seguintes sintomas estavam presentes: dorsalgia ou cervicalgia que interferisse em atividades escolares ou atividades de lazer; dorsalgia ou cervicalgia com intensidade de 2 ou mais em uma escala de zero a dez; visita a médico devido a cervicalgia ou dorsalgia ou orientação de tratamento e repouso por aqueles sintomas. Os resultados mostraram que 74,4% foram classificados como tendo dores nas costas, com comprometimento significativo da saúde e limitação física. Quando comparados o uso, não uso ou pouco uso de mochilas, o uso de mochilas ($p < 0,01$) era independentemente associado com dores nas costas. Adolescentes com dores nas costas carregavam mochilas pesadas e que representavam uma porcentagem significativamente grande do próprio peso corporal, quando eram comparados com adolescentes que não tinham dor. O sexo feminino e o índice de massa corporal também estavam significativamente associados com dores nas costas. Quando comparados adolescentes sem dor nas costas com adolescentes com dores nas costas, estes carregavam mochilas significativas pesadas que representavam uma maior porcentagem do peso corporal. Portanto, o uso de mochilas está associado a dores nas costas independentemente com peso das mochilas escolares e o uso diário de mochilas escolares.

Hong e Cheung (2003) analisaram o comportamento cinemático da coluna vertebral durante o carregamento de mochilas de duas alças de ombros em escolares. Verificaram uma maior inclinação para frente do tronco no plano sagital quando a carga das mochilas de 15% a 20% eram transportadas - por outro lado marcha sem carga ou com carga de 10% não apresentavam inclinação significativa. A análise cinemática bidimensional aplicada neste estudo foi reportada como sendo

um fator limitante para interpretar os movimentos que ocorrem em outros planos. Foram investigados escolares 9 e 10 anos, que levavam mochilas duas alças de ombros; as mochilas com peso de 155 e 20% aumentaram o stress no dorso, alteraram a postura, trazendo desconforto e dores musculares nos ombros e dorso. Ocorreria aumento das forças de tensão na região lombosacral. Citam como parâmetro de segurança, que cuidados devem ser tomados quando o peso das mochilas excede 15% do próprio peso corporal.

Mackie et al. (2003) estudaram os efeitos de quatro diferentes tipos (*design*) de mochilas escolares que eram usadas por escolares. Doze escolares, com idade média de 12,6 anos participaram respondendo um questionário. Regiões anatômicas eram demarcadas com figura (diagrama) que apresentava 12 pontos anteriores e 12 pontos posteriores. Dentre vários quesitos era perguntado se alguma região anatômica apresentava desconforto e limitaria o uso; cada estudante era então apresentado com uma mochila que preferisse; a seguir era solicitado que justificasse a razão da escolha de determinado modelo escolhido. O resultado mostrou que critérios, como mochilas confortáveis e praticidade, nem sempre são importantes na hora da aquisição do produto.

Mackenzie et al. (2003) realizaram um trabalho de revisão da literatura sobre a relação entre o transporte de mochilas escolares, dores nas costas e deformidades vertebrais. Inicialmente, os autores citam que embora haja uma extensiva discussão na literatura científica sobre dores nas costas e deformidades vertebrais relacionadas com o uso de mochilas pesadas, não há evidência de que deformidades vertebrais estruturadas podem resultar do uso de mochilas, conquanto as alterações posturais tenham suporte científico. No entanto, crianças que têm dores nas costas apresentam um risco elevado de terem dores nas costas quando

forem adultos. Este fato, além de causar sofrimento individual, pode ter uma implicação econômica porque a dor nas costas é a maior causa de incapacidade laborativa dos adultos.

Forjuoh et al. (2003) fizeram um estudo transversal conduzido em escolas elementares. Foram mensurados o peso e a estatura dos sujeitos e o peso das mochilas. O objetivo era determinar a porcentagem do peso corporal representada pela mochila escolar e os tipos de mochila carregada pelos estudantes. Os resultado mostrou que a média dos pesos das mochilas aumenta significativamente com o aumento do nível escolar, varia significativamente por escola, tipo de mochila, dia da semana, índice de massa corporal e grupo étnico. A média da carga das mochilas foi de 8,2% do peso corporal (intervalo de confiança de 95% apresenta valores de 7,8% e 8,5%), mas aumenta significativamente com o aumento do nível escolar de 6,2% nos níveis escolares iniciais para 12% nos últimos graus. 26% dos estudantes carregam com peso acima de 10% do próprio peso. O percentual de 3,5% dos estudantes tem mochilas escolares com rodinhas. As mochilas que têm rodinhas são usadas significativamente por meninas de faixa etária maior. A conclusão dos autores é que a carga das mochilas representa uma significante porcentagem do peso corporal neste grupo etário estudada de 5 a 12 anos de idade. Acrescentam que alguns estudantes usam mochilas com rodinhas e, por estarem com os ombros livres, acabam levando peso adicional através de mochilas no(s) ombro (s), paradoxalmente uso de malas escolares com rodinhas induz a criança a levar mais peso.

Conforme se pode observar nos trabalho que envolve o transporte de malas e mochilas os estudos em escolares transportando mochilas com carga analisaram variáveis metabólicas, biomecânicas e qualitativas relacionadas à tarefa. HONG et

al. (1998), Hong et al. (2000) demonstraram maior custo metabólico nas condições de carga com 15% e 20% do peso corporal, através da medida do consumo do volume de oxigênio. Lai e Jones (2001) evidenciaram alterações sobre o volume respiratório durante o transporte de cargas de 20% e 30% do peso corporal. Tais estudos metabólicos demonstram a maior exigência orgânica que ocorre durante o transporte de cargas mais pesadas, mas não revela o estresse mecânico aplicado ao aparelho locomotor, especificamente a coluna vertebral. O estresse mecânico sobre o aparelho locomotor tem sido descrito como uma das principais causas de lesão (REILLY et al., 1993).

O estudo realizado por Hong e Cheung (2003) analisou o comportamento cinemático da coluna vertebral durante o transporte de mochilas escolares, mas a análise bidimensional aplicada neste estudo foi reportada como sendo um fator limitante para interpretar os movimentos que ocorrem em outros planos. Hong e Brueggmann (2000) e Pascoe et al. (1997), estudaram escolares adolescentes, que deambularam em uma esteira ergométrica carregando mochila dorsal (*backpack*) sem e com cargas de 10%, 15% e 20% do peso corporal. O tronco e a coluna foram modelados como um eixo rígido único – representado pela linha que une os ombros e os quadris nos lados direito e esquerdo.

Embora Syczewska, Oberg e Karlsson (1999) tenham usado parâmetros cinemáticos para investigar as alterações posturais da coluna vertebral, durante a deambulação em esteira ergométrica com elucidações importantes dos segmentos da coluna vertebral, os próprios autores sugerem que em outras pesquisas, que envolvam conceitos de mobilidade vertebral, seja considerado o transporte de carga concomitantemente, e em diferentes faixas etárias. Por sua vez, os trabalhos que

investigaram as variáveis qualitativas trazem informações importantes, mas não mostram a fisiopatologia de eventual lesão sofrida.

A análise geral da revisão da literatura revela que as várias pesquisas realizadas têm problemas metodológicos na abordagem dos movimentos da coluna vertebral que ocorrem durante o transporte de cargas através de malas e mochilas escolares - por exemplo, os segmentos vertebrais não foram abordados através da cinemática. Sobre esse propósito - problemas metodológicos sobre o tema - Steele, Bialocerkowski e Grimmer (2003) fizeram uma revisão de literatura; inicialmente encontraram 488 referências e trabalhos sobre transporte de carga por jovens. Desse total, foram excluídos 312 trabalhos - os mesmos, não especificavam as medidas dos efeitos posturais decorrentes das cargas em jovens. E, apesar de muitos artigos terem sido escritos, poucos apresentavam alta qualidade científica - somente 7 preenchiam os rígidos critérios de metodologia científica atuais. Mesmos esses trabalhos tinham algumas limitações, como falhas de randomização da ordem dos testes biomecânicos.

Informações provenientes de estudos de meta-análise não devem ser usadas para recomendações da quantidade de carga transportadas por jovens por serem de difícil interpretação. Embora, sejam realizadas muitas pesquisas sobre alterações posturais, as metodologias empregadas são bastante variadas e nem sempre permitem comparações entre estudos. Desta forma, alguns cuidados na interpretação destas pesquisas devem ser tomados: inclusão de randomização nos testes estáticos e dinâmicos, especificação de sujeitos rigorosa, tamanho de amostras justificada, confiáveis e sensíveis ferramentas estatísticas dos resultados, atenção para conceitos pré-estabelecidos que possam induzir a interpretação dos

resultados e, finalmente, habilidade de avaliar os resultados de forma que possam ser generalizados e tenham valor real e consistente.

Atualmente não existe uma padronização clara na abordagem do estudo de alterações posturais induzidas pelo transporte de cargas por pessoas jovens. Critérios que avaliam a postura estática e a postura dinâmica variam expressivamente. Como consequência existe dificuldade em comparar resultados, impedindo uma meta-análise adequada. É importante que pesquisadores alcancem um consenso relativo e mais apropriado sobre o(s) método(s) para avaliar mudanças posturais, a fim de apressar o desenvolvimento de recomendações, baseadas em evidências científicas, para o estudo do transporte de carga em jovens.

A compreensão das alterações posturais e problemas relacionados ao transporte de cargas por meio de uma análise detalhada acerca dos movimentos e estratégias que ocorrem no segmento vertebral torácico e lombar, assim como no eixo longitudinal da coluna vertebral pode contribuir para o esclarecimento dos efeitos das cargas em jovens.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 AMOSTRA

Foram convidados a participar desta pesquisa alunos da faixa etária entre 13 anos completos e 14 anos e 11 meses. Os mesmos estudavam no ensino fundamental de Colégios Públicos localizados na região urbana da cidade de Curitiba - PR. Compareceram 21 escolares acompanhados por um professor responsável da escola de origem. Cada sujeito apresentou o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1) devidamente assinado e autorizado por seus pais e/ou responsáveis. Destes, foram selecionados 10 sujeitos após avaliação física realizada por um médico ortopedista que buscou identificar desvios posturais (discrepância de membros inferiores, escoliose, cifose, lordose e distúrbios do aparelho locomotor) ou outras afecções dos sistemas orgânicos que pudessem interferir na análise cinemática. Os sujeitos que apresentaram alteração física do aparelho locomotor ou alteração orgânica não foram incluídos no estudo. A detecção de eventual cansaço físico foi realizada, durante os procedimentos experimentais, subjetivamente através de observação médica dos sujeitos.

Foram escolhidos os sujeitos normolíneos com padrão de desenvolvimento físico similar. Os critérios utilizados foram fundamentados nos critérios de Behrman et al. (1997), que consideram a idade cronológica, entre 13 e 15 anos, como a fase máxima de crescimento. Verificou-se na anamnese que todos os sujeitos apresentavam alterações do timbre vocal com alternância de som vocal agudo e grave caracterizando a puberdade (NEEDLMAN, 1996; PICOLLI, 1999).

A avaliação médica registrou a idade, a estatura, a massa corporal e o índice de massa corporal dos sujeitos. A Tabela 2 sumariza os dados antropométricos encontrados.

TABELA 2 - DADOS ANTROPOMÉTRICOS DOS SUJEITOS AVALIADOS E PESO ABSOLUTO DAS MOCHILAS

SUJEITO	IDADE	PESO	ESTATURA	IMC	MOCHILA 10%	MOCHILA 20%
	anos	Kg	m	Kg/m ²	Kg	Kg
N 1	13,6	40,2	1,47	18,60	4,02	8,04
N 2	14,6	44,5	1,55	18,52	4,45	8,90
N 3	13,1	42,1	1,46	19,75	4,21	8,42
N 4	13,6	45,0	1,52	19,48	4,50	9,00
N 5	13,1	47,0	1,56	19,31	4,70	9,70
N 6	14,3	44,2	1,51	19,39	4,42	8,84
N 7	14,4	51,2	1,65	18,80	5,12	10,24
N 8	13,2	45,6	1,57	18,50	4,56	9,12
N 9	14,2	41,4	1,50	18,40	4,14	8,28
N 10	14,5	48,0	1,54	20,24	4,80	9,60
MÉDIA	13,9	44,92	1,53	19,09	4,50	9,50
DESVIO PADRÃO	0,6	3,28	0,05	0,62	0,33	0,68

4.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

A coleta de dados sempre ocorreu no período vespertino, entre as 14 e 17 horas. Antes do início do experimento os sujeitos e as cargas foram medidos em balança calibrada com estadiômetros - marca SCHONELE (ASIMED® aparelhos e sistemas de medidas, S.A.). A seguir solicitou-se a realizarem um período de familiarização, que consistia em deambulação na esteira ergométrica, durante aproximadamente 10 minutos. O peso das mochilas foi determinado em

porcentagem do peso corporal, correspondendo a 10% e 20% (Tabela 2). A marcha sem carga foi realizada com o objetivo de obter os valores angulares padrão do sujeito analisado e como referência entre as condições experimentais (SYCZEWSKA, OBERG e KARLSSON, 1999; WHITTLE e LEVINE, 1999; VACHERON et al., 1999; HONG e BRUEGGMANN 2000).

As cargas de 10% e 20% do peso corporal foram aplicadas de forma aleatória e transportadas por meio uma bolsa do tipo mochila de duas alças (bilateral) de ombros desenvolvidas para este experimento. A bolsa era preenchida por um par de barras de chumbo fixas na porção superior por meio de uma barra rígida. As barras de chumbo foram cobertas por um tecido resistente. A bolsa apresentava duas alças de ombros (direita e esquerda) que propiciaram o carregamento similar a mochila de duas alças usadas por escolares (tipo *backpack*, Figura 5). As alças da mochila foram acolchoadas de forma a evitar desconforto. A adição de pequenas anilhas de chumbos, em bolsos posicionados na parte posterior da mochila, possibilitou ajuste fino do peso da carga. O modelo de duas barras foi escolhido para permitir a visualização dos marcadores cutâneos vertebrais, os quais ficaram evidentes durante o transporte da carga. O centro geométrico da mochila foi posicionado no centro do dorso, na altura da oitava (T8) e nona (T9) vértebras torácicas. Os sujeitos foram orientados para caminhar com os membros superiores pendentes ao lado do tronco, sobre a esteira em cada uma das condições experimentais (carga de 10% e 20%).

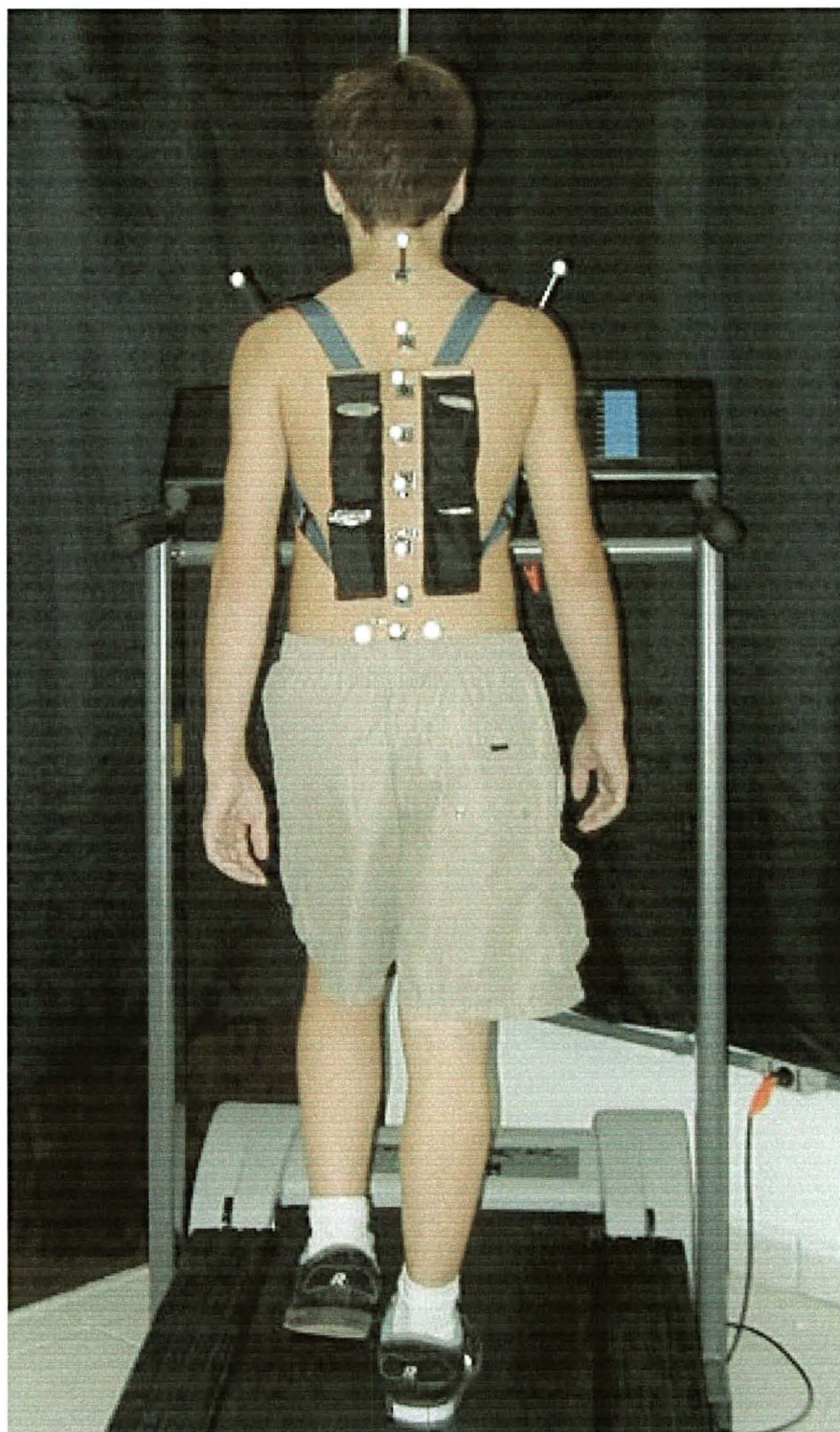


FIGURA 5 - SUJEITO NA ESTEIRA COM MOCHILA E MARCADORES CUTÂNEOS.

4.3 PROCEDIMENTOS CINEMÁTICOS

A análise cinemática dos movimentos dos perfis da coluna vertebral dos sujeitos, nos planos sagital, frontal e horizontal visou quantificar as modificações angulares durante a atividade de transporte da mochila escolar. A metodologia cinemática empregada neste estudo é semelhante aos trabalhos de Crosbie, Vachalathiti e Smith, (1997), Syczewska, Oberg e Karlsson (1999), Vacheron et al. (1999) e Frigo et al. (2003).

Marcas cutâneas foram colocadas sobre a pele e forneceram referências para determinar a movimentação da coluna vertebral. A demarcação dos pontos anatômicos foi feita através de esferas de isopor (diâmetro de 1,5 cm) fixadas nas extremidades de pequenas hastes de 6 cm de comprimento (WHITTLE e LEVINE 1999). As hastes têm base quadrada de 1,0 cm, permitindo a adesão à pele. O conjunto possui peso desprezível (<1,0 g) As demarcações dos pontos anatômicos foram localizadas e fixadas pelo mesmo experimentador.

A coleta de dados foi realizada no Centro de Estudos do Comportamento Motor – CECOM, Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná – UFPR. Os sujeitos foram filmados com câmeras analógicas (JVC GR-SR 33; filmes VHS - Victor Company of Japan, Limited) durante a caminhada em uma esteira ergométrica (Pro-Action, modelo Explorer) com e sem carga, em uma velocidade de 1.1 m.s^{-1} (HONG et al., 1998; HONG e BRUEGGEMANN, 2000). Foi solicitado aos participantes que informassem qualquer desconforto relacionado à velocidade da esteira; todos os participantes mostraram adaptabilidade à velocidade mencionada.

O plano de deambulação na esteira utilizada não apresentava inclinação lateral ou antero-posterior. Duas câmeras filmadoras estavam posicionadas atrás dos sujeitos, e seu campo visual foi limitado à região dorsal dos sujeitos. A fim de determinar a fase do ciclo da marcha, uma terceira câmera foi colocada no lado direito da esteira. Focalizou os membros inferiores possibilitando o registro do contacto do calcanhar direito com a esteira.

As câmeras que filmaram os movimentos da coluna vertebral foram calibradas através de um cubo de calibragem de 16 pontos. Todas as câmeras operaram com uma frequência de 50 Hz e foram sincronizadas através de um sinal luminoso comum posicionado no campo visual das mesmas. As imagens foram gravadas em fitas de vídeo e analisadas posteriormente. As imagens foram digitalizadas através de uma placa conversora analógico-digital (Linx, Pinnacle Systems®) e armazenadas em um microcomputador. O processo de conversão analógico-digital reduziu a frequência de aquisição dos dados para 30 Hz.

Os pontos anatômicos utilizados para descrever as alterações dos perfis da coluna vertebral foram digitalizados através do software SIMI Motion, (SIMI Reality Motion Systems®, versão 6.0). Todos os pontos anatômicos foram posicionados sobre a pele através das marcas extrusas colocadas na proeminência dos processos espinhosos das seguintes vértebras: sétima cervical (C7); quarta torácica (T4); sétima torácica (T7); décima torácica (T10); décima-segunda torácica (T12); segunda lombar (L2); quarta lombar (L4) e segunda sacral (S2), (Figura 6). Os acrômios direito e esquerdo das escápulas e as espinhas ilíacas posteriores e superiores (E.I.P.S.) direita e esquerda também foram marcados para medir a rotação da coluna vertebral através relação entre os eixos dos ombros dos quadris (SYCZEWSKA, OBERG e KARLSSON, 1999).

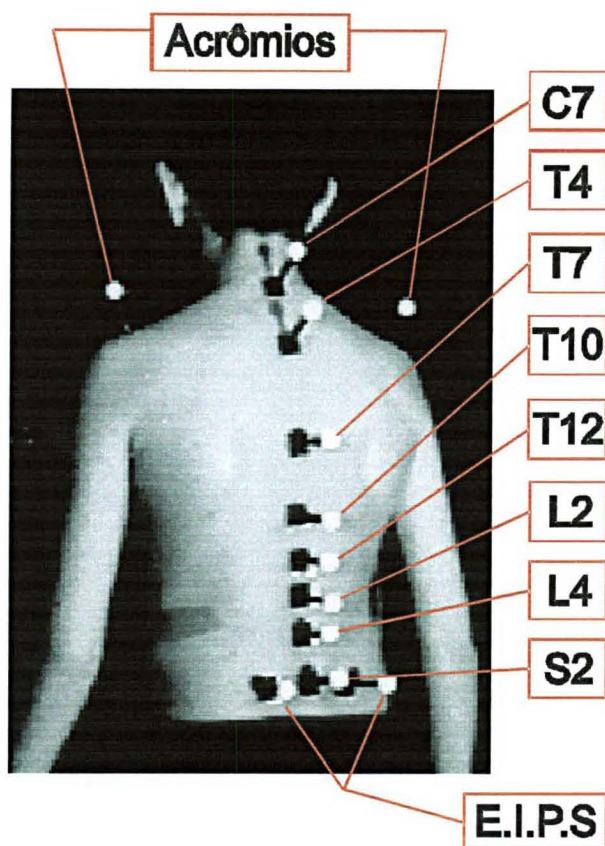


FIGURA 6 - SUJEITO COM MARCADORES CUTÂNEOS E REFERÊNCIA VERTEBRAL.

As coordenadas cartesianas (Figura 7), mencionadas foram padronizadas como: eixo Z - corresponde ao eixo vertical, com sentido de plano inferior para superior, pertence ao plano horizontal (transverso); eixo X - é o eixo da direção da marcha com sentido posterior para anterior, localiza-se no plano sagital; eixo Y - é o eixo no sentido mediano para lateral, este é o eixo situado no plano frontal.

Depois de digitalizadas, as coordenadas destes pontos anatômicos foram filtradas através de um filtro tipo Low-pass Buterworth de 2.^a ordem (HONG e BRUEGGMANN, 2000), com uma frequência de 6 Hz e utilizadas para reconstruir os movimentos da coluna vertebral nos planos sagital e frontal e a relação ombros/quadril no plano horizontal

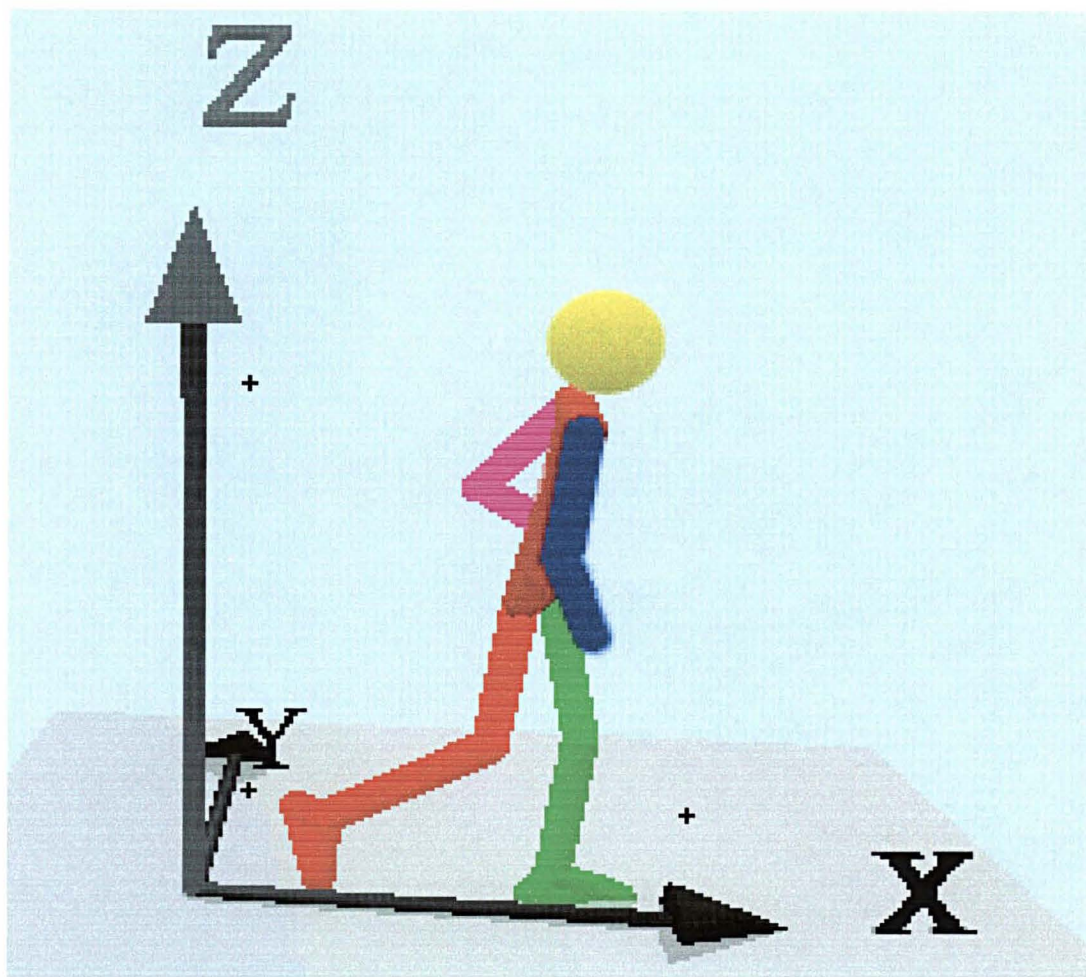


FIGURA 7 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS EIXOS E DOS PLANOS DE MOVIMENTOS. FONTE: ADAPTADO DE SIMI MOTION SOFTWARE (2004).

4.4 SEGMENTOS DO EIXO VERTEBRAL E ÂNGULO OMBROS/QUADRI

4.4.1 Segmentos Vertebrais

4.4.1.1 Segmento S2-C7 SAGITAL

O segmento vertebral S2-C7 SAGITAL descreve o eixo longitudinal do dorso no plano sagital na direção do movimento da marcha (Figura 8). Representa o esqueleto do dorso como uma reta, cujos pontos localizam-se nos processos espinhosos da segunda vértebra sacral (S2) e da sétima vértebra cervical (C7). Foi mensurado o ângulo de inclinação anterior da coluna vertebral com o eixo de referência vertical. Os valores angulares positivos indicam inclinação anterior e os valores negativos indicam inclinação posterior em relação à reta vertical.

4.4.1.2 Segmento C7-T4/T7-T10 SAGITAL

Este segmento quantifica a curvatura torácica no plano sagital que descreve angulação anterior da curvatura torácica (cifótica), determinada pelo ângulo originado da intersecção da reta formadas entre os processos espinhosos da sétima vértebra cervical (C7) e quarta vértebra torácica (T4) com a reta formada entre os pontos nos processos espinhosos da sétima (T7) e décima vértebra torácica (T10).

4.4.1.3 Segmento T12-L2/L4-S2 SAGITAL

Este segmento quantifica a curvatura a lombar no plano sagital e descreve a angulação posterior da curvatura lombar (lordótica). Foi determinado pelo ângulo de intersecção da reta com pontos nos processos espinhosos da décima-segunda

vértebra torácica (T12) e segunda vértebra lombar (L2) com a reta com pontos nos processos espinhosos da quarta vértebra lombar (L4) com a segunda vértebra sacral (S2). As curvas torácica e lombar representam os movimentos dos segmentos torácico e lombar no plano sagital.

4.4.1.4 Segmento S2-C7 FRONTAL

Aqui o segmento vertebral do esqueleto do dorso quantifica a inclinação no plano frontal. É formado por uma reta que tem pontos limites localizados nos processos espinhosos da segunda vértebra sacral (S2) e da sétima vértebra cervical (C7), cuja angulação lateral desta reta, a partir da linha média do corpo, no plano frontal (médio-lateral) quantifica a inclinação direita e esquerda.

4.4.1.5 Segmento T12-C7 FRONTAL

Este segmento quantifica o movimento do segmento vertebral torácico no plano frontal. Os valores angulares são dados pela inclinação lateral entre a reta formada pelos pontos localizados na marca cutânea localizada nos processos espinhosos da décima-segunda vértebra torácica (T12) e na sétima vértebra cervical (C7) com o eixo médio vertical do tronco no plano frontal.

4.4.1.6 Segmento S2-T12 FRONTAL

O segmento vertebral S2-T12 representa o segmento lombar e é representado por uma reta formada pelos pontos localizados nos processos espinhosos da segunda vértebra sacral (S2) e outro ponto localizado na décima-segunda vértebra torácica. A quantificação do deslocamento se faz pela mensuração do ângulo da inclinação lateral deste segmento vertebral (S2-T12) no plano frontal.

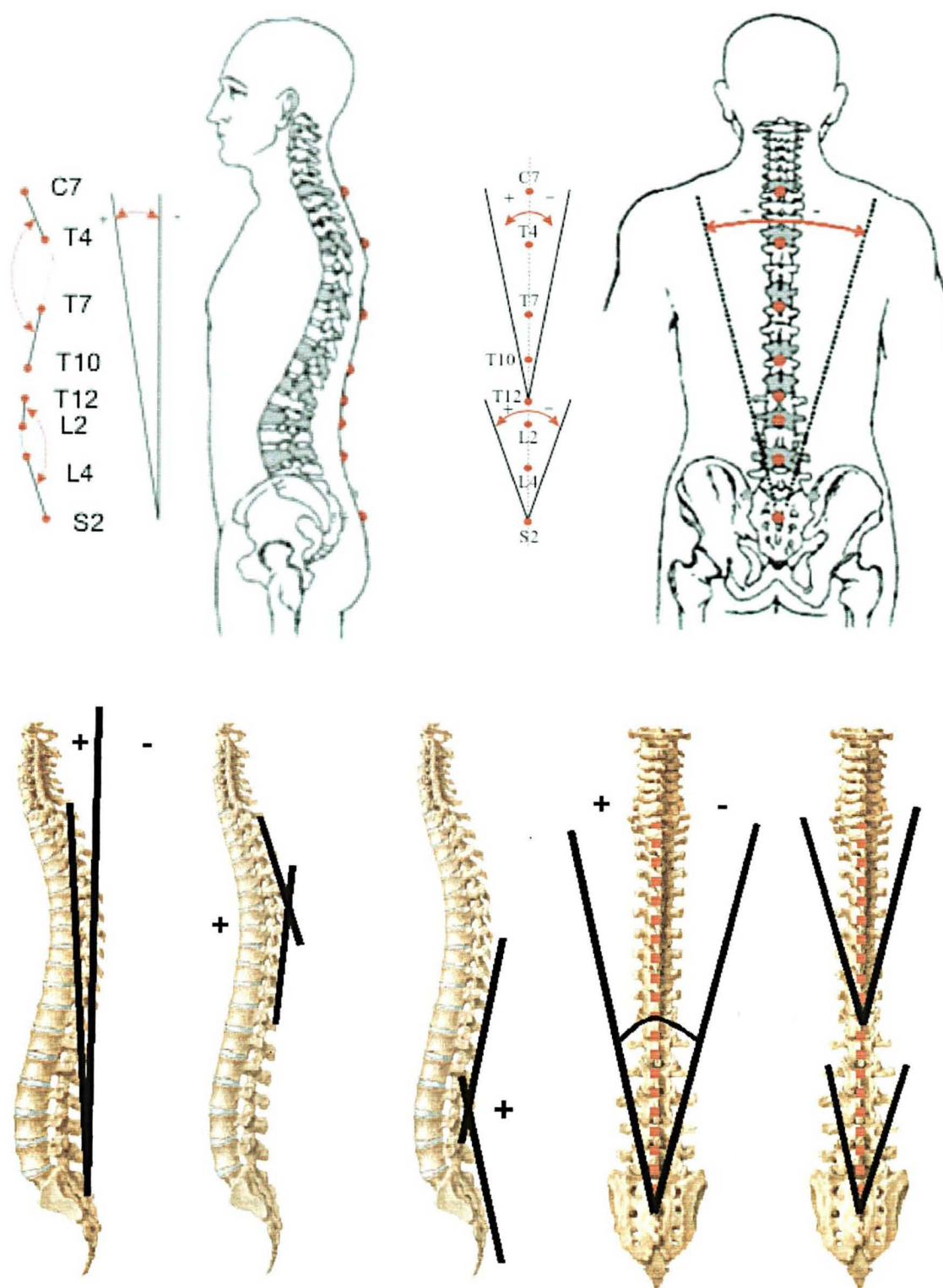


FIGURA 8 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DAS REFERÊNCIAS ANATÔMICAS E ÂNGULOS DOS EIXOS DA COLUNA VERTEBRAL. Fonte: ADAPATADO DE FOWLER; RODACKI; RODACKI, (*in press*).

4.4.2 Ângulo OMBROS/QUADRIS

4.4.2.1 Ângulo do eixo dos Ombros com o eixo dos Quadris

Este ângulo determina a rotação da coluna vertebral no plano horizontal através das retas dos ombros e dos quadris. A rotação é quantificada pelo ângulo formado no plano horizontal (transverso) entre a reta com pontos de referência localizados no ombro direito e ombro esquerdo (linha reta entre os acrômios, direito e esquerdo) e a reta dos quadris - esta tem pontos nas espinhas ilíacas posteriores e superiores, direita e esquerda (Figura 9).

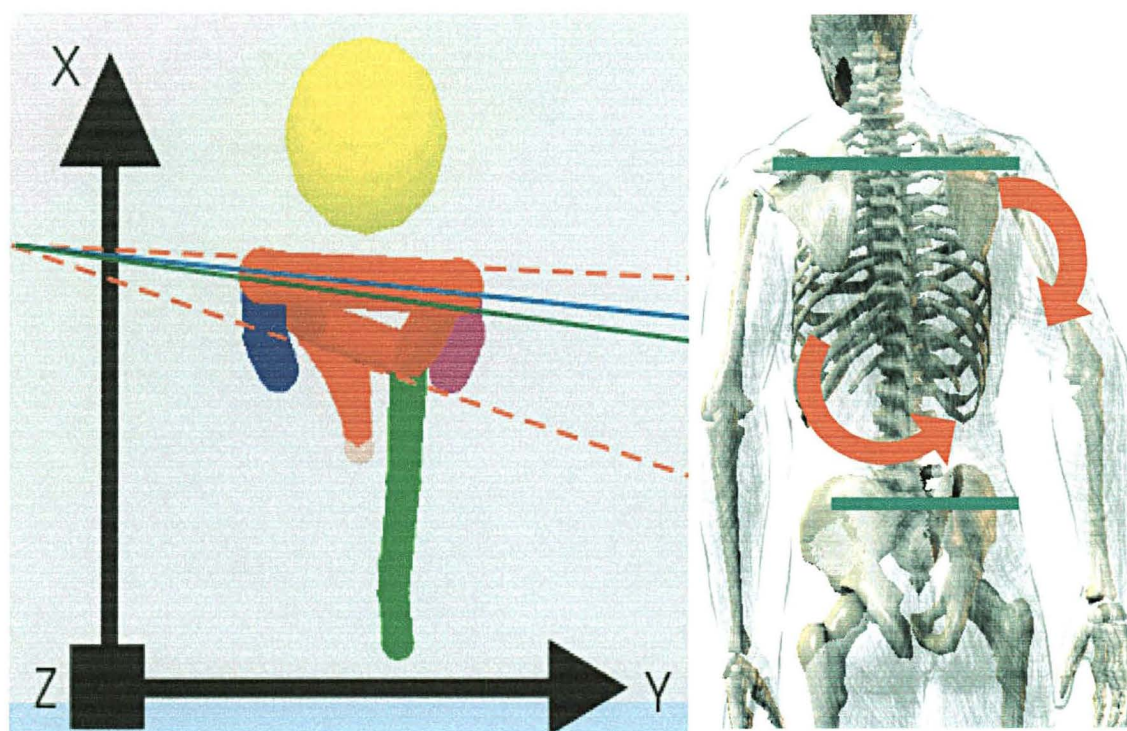


FIGURA 9 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO ÂNGULO OMBRO/QUADRIL FONTE: ADAPTADO DE FRIGO et al. (2003).

4.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO

As variáveis analisadas em cada segmento vertebral e no ângulo dos ombros com os quadris (rotação da coluna vertebral) foram: o ângulo máximo, o ângulo mínimo, a amplitude angular (diferença entre ângulo máximo e ângulo mínimo) e a média angular. O ângulo máximo reflete o maior ângulo alcançado pelo segmento vertebral. No plano frontal reflete a inclinação em relação à linha média do corpo. No plano horizontal é o maior ângulo formado pelo eixo dos ombros e dos quadris. O ângulo mínimo é o menor ângulo alcançado pelo segmento vertebral. No plano frontal reflete a inclinação em relação à linha média do corpo. No plano horizontal é o menor ângulo formado pelo eixo dos ombros e quadris. A amplitude angular demonstra a oscilação angular, ou seja, a distância angular entre o ângulo máximo e ângulo mínimo. A média angular indica a média durante todo o ciclo da marcha.

4.6 NORMALIZAÇÃO E REDUÇÃO DOS DADOS

Foram filmados, a partir do 5.º minuto da caminhada, 10 ciclos completos de marcha na condição sem carga, com carga de 10% e 20% do peso corporal. A análise de cada sujeito foi efetuada pela média agrupada de três ciclos de marcha contínuos em cada uma das condições sem e com carga (10% e 20%).

Os movimentos da coluna vertebral foram normalizados em função do ciclo da marcha, o qual foi definido como o período entre dois contatos do calcanhar direito com o solo. As seguintes fases da marcha foram utilizadas para determinar os instantes nos quais os movimentos da coluna vertebral foram analisados: contato do

calcanhar do membro inferior direito com o solo; contato do calcanhar do membro inferior esquerdo (contralateral) com o solo; fase média do duplo apoio.

Após a aquisição dos valores angulares do ciclo da marcha, os mesmos foram normalizados em 100%, para que todos os sujeitos testados, em todos os segmentos vertebrais e no ângulo ombro/quadril, obtivessem distribuição temporal uniforme. Tal procedimento permitiu a comparação e teve por objetivo reduzir pequenas variações nas durações de movimentos intersujeitos e intra-sujeitos. Os dados dos sujeitos foram normalizados com o respectivo tempo do ciclo da marcha. A normalização foi conduzida utilizando uma função *spline* com o mesmo número de dados (n=100). Os efeitos da normalização em cinemática trazem mínima alteração tendo em vista que somente fatores temporais são alterados (WINTER, 1991). Todos os sujeitos passaram a apresentar 100 valores angulares (quadros cinemáticos) distribuídos durante um ciclo de marcha completo.

Para comparar os efeitos das cargas sobre os perfis da coluna vertebral a marcha sem carga foi utilizada como referência. A marcha sem transporte de carga serviu de valor angular padrão, a partir do qual, verificou-se as diferenças dos ângulos vertebrais durante os transportes de cargas com 10% e 20% do peso corporal. Desta forma, os valores das variáveis do estudo, em ambas as condições de transporte (10% e 20%) tiveram subtraído os valores angulares da marcha sem carga.

Assim, a condição estatística experimental de mochila com 10% do peso corporal foi definida como: os valores angulares que resultaram da subtração dos valores angulares entre condição de marcha com mochila pesando equivalente a 10% do peso corporal menos a condição de marcha sem mochila.

Por sua vez, a condição estatística experimental de mochila com 20% do peso corporal foi definida como: os valores angulares que resultaram da subtração dos valores angulares entre a condição de marcha com mochila pesando equivalente a 20% do peso corporal menos a condição de marcha sem mochila.

Em cada uma das condições estatísticas experimentais (mochila com 10% e 20% do peso corporal) foram consideradas as variáveis: ângulo máximo, ângulo mínimo, amplitude angular entre o ângulo máximo e o ângulo mínimo e, também a média de todos os ângulos normalizados do ciclo da marcha.

4.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

O erro de medida, associado à metodologia empregada, foi pesquisado através de ensaios com os sujeitos e de calibragem. Fez-se a mensuração real de objetos com medidas padronizadas e das medidas angulares e lineares dos segmentos vertebrais. A seguir comparou-se com os valores mensurados através do sistema digital usado. Verificou-se que o erro de medida era menor do que 1º em todos os segmentos angulares.

Todas as variáveis foram analisadas através de estatística descritiva - média e desvio padrão. Os segmentos vertebrais que definem os movimentos da coluna vertebral no plano sagital (segmento vertebral S2-C7 SAGITAL, segmento vertebral C7-T4/T7-T10 SAGITAL e segmento vertebral T12-L2/L4-S2 SAGITAL), no plano frontal (segmento vertebral S2-C7 FRONTAL, segmento vertebral S2-T12 FRONTAL e T12-C7 FRONTAL) e no plano horizontal (Ângulo do Eixo dos Ombros com o Eixo dos Quadril) foram analisados em função das condições experimentais (transporte

de carga equivalente a 10% e 20% do peso corporal) por meio de uma série de Testes t. O Teste t de Student para amostras dependentes foi realizado em todas as variáveis. O nível de significância foi fixado em $p < 0,05$. A análise estatística dos dados utilizou-se do software estatístico Statistica, versão 5.5.

5 RESULTADOS

5.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

A análise cinemática realizada está apresentada em seqüência de planos sagital, frontal e horizontal. Uma tabela ilustrativa, mostra em cada plano de movimento, os valores das variáveis angulares, encontradas em função das diferentes cargas transportadas.

Ao interpretar os resultados deve-se considerar que foram comparadas estatisticamente as condições experimentais de transporte de carga com peso equivalente a 10% e 20%. Cada uma destas condições experimentais foi obtida pela diferença com a marcha sem carga - condição referência.

5.2 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS DO PLANO SAGITAL

Os resultados das variáveis dos segmentos vertebrais (S2-C7 SAGITAL, C7-T4/T7-T10 SAGITAL, T12-L2/L4-S2 SAGITAL) no plano sagital encontram-se abaixo, na Tabela 3.

TABELA 3 - COMPARAÇÃO ENTRE O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 10% DO PESO CORPORAL E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 20% DO PESO CORPORAL NAS VARIÁVEIS: ÂNGULO MÁXIMO, ÂNGULO MÍNIMO, AMPLITUDE ARTICULAR E MÉDIA ANGULAR – MÉDIA, DESVIO PADRÃO, TESTE t

SEGMENTOS VERTEBRAIS	VARIÁVEIS (em graus)	CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS		TESTE t
		MOCHILA COM 10% DO PESO CORPORAL	MOCHILA COM 20% DO PESO CORPORAL	p
S2-C7 SAGITAL	Ângulo Máximo	7,74 ±2,43	9,11 ±2,71	0,00667
	Ângulo Mínimo	4,13 ±1,98	5,64 ±2,94	0,00057
	Amplitude Angular	3,61 ±1,50	3,46 ±1,44	0,65739
	Média Angular	5,81 ±2,00	7,35 ±2,90	0,00517
C7-T4/T7-T10 SAGITAL	Ângulo Máximo	3,53 ±3,13	3,86 ±4,71	0,7470
	Ângulo Mínimo	-2,55 ±2,39	-1,38 ±4,31	0,1170
	Amplitude Angular	6,08 ±2,47	5,23 ±2,48	0,3126
	Média Angular	0,45 ±2,69	1,12 ±4,28	0,3700
T12-L2/L4-S2 SAGITAL	Ângulo Máximo	7,03 ±6,73	5,48 ±8,35	0,3481
	Ângulo Mínimo	-10,73 ±6,24	-9,87 ±9,70	0,5130
	Amplitude Angular	17,76 ±10,41	15,36 ±11,37	0,1087
	Média Angular	-2,29 ±3,95	-2,52 ±6,60	0,8375

No segmento vertebral S2-C7 SAGITAL a comparação das condições de transporte de mochila revelou um aumento de 17,7% ($p < 0,05$) para o ângulo máximo e 36,56% ($p < 0,05$) para o ângulo mínimo, quando o sujeito transportava carga com peso equivalente a 20% do peso corporal. As amplitudes angulares não mostraram diferenças significativas. A média angular teve um aumento de 26,5% ($p < 0,05$) sobre o valor da condição de transporte de carga com 10% do peso corporal.

Nos segmentos vertebrais C7-T4/T7-T10 SAGITAL, T12-L2/L4-S2 SAGITAL o teste t para as amostras dependentes, entre as duas condições de carga, não identificou diferença estatisticamente significativa.

5.3 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS NO PLANO FRONTAL

Os resultados das variáveis dos segmentos vertebrais (S2-C7 FRONTAL, T12-C7 FRONTAL, S2-T12 FRONTAL) no plano frontal encontram-se abaixo, na Tabela 4.

TABELA 4 - COMPARAÇÃO ENTRE O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 10% DO PESO CORPORAL E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 20% DO PESO CORPORAL NAS VARIÁVEIS: ÂNGULO MÁXIMO, ÂNGULO MÍNIMO, AMPLITUDE ARTICULAR E MÉDIA ANGULAR – MÉDIA, DESVIO PADRÃO, TESTE t

SEGMENTOS VERTEBRAIS	VARIÁVEIS (em graus)	CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS		TESTE t
		MOCHILA COM 10% DO PESO	MOCHILA COM 20% DO PESO	p
S2-C7 FRONTAL	Ângulo Máximo	0,81 ±1,74	2,08 ±1,76	0,0039
	Ângulo Mínimo	-1,84 ±1,55	0,76 ±1,76	0,0161
	Amplitude Angular	2,65 ±1,08	2,83 ±1,06	0,5898
	Média Angular	-0,54 ±1,68	0,58 ±1,62	0,0009
T12-C7 FRONTAL	Ângulo Máximo	7,68 ±2,30	10,04 ±2,61	0,0020
	Ângulo Mínimo	3,47 ±2,56	6,02 ±3,15	0,0001
	Amplitude Angular	4,21 ±2,55	4,02 ±1,91	0,6450
	Média Angular	5,47 ±2,03	8,08 ±2,51	0,00005
S2-T12 FRONTAL	Ângulo Máximo	-9,44 ±5,14	-8,14 ±4,48	0,4385
	Ângulo Mínimo	-3,52 ±4,63	-1,74 ±4,99	0,3141
	Amplitude Angular	-5,92 ±3,19	-6,40 ±4,16	0,4175
	Média Angular	-6,53 ±4,63	-4,86 ±4,23	0,3121

A comparação das condições de transporte de carga de 10% e de 20% do peso corporal no segmento vertebral S2-C7 FRONTAL evidenciou um aumento de 1,27° graus na variável ângulo máximo ($p < 0,05$). O ângulo mínimo aumentou 1,08° ($p < 0,05$) e a média angular aumentou 1,12° ($p < 0,05$) na condição experimental de carga com 20% do peso corporal em relação à condição experimental de carga com 10% do peso corporal. No segmento vertebral T12-C7 FRONTAL, a variável ângulo

máximo ampliou-se em $2,36^\circ$ ($p < 0,05$). O ângulo mínimo alterou-se $2,55^\circ$ ($p < 0,05$). E na média angular verificou-se aumento $2,61^\circ$ ($p > 0,05$).

No segmento vertebral S2-T12 FRONTAL o teste t para as amostras dependentes, não identificou diferença estatisticamente significativa.

5.4 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS NO PLANO HORIZONTAL

Os resultados das variáveis angulares do eixo dos ombros e do eixo dos quadris (ÂNGULO OMBRO/QUADRIL) no plano horizontal encontram-se abaixo, na Tabela 5.

TABELA 5 – COMPARAÇÃO ENTRE O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 10% DO PESO CORPORAL E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM CARGA EQUIVALENTE A 20% DO PESO CORPORAL NAS VARIÁVEIS: ÂNGULO MÁXIMO, ÂNGULO MÍNIMO, AMPLITUDE ARTICULAR E MÉDIA ANGULAR – MÉDIA, DESVIO PADRÃO, TESTE t

VARIÁVEIS (em graus)	CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS		TESTE t
	MOCHILA COM 10% DO PESO CORPORAL	MOCHILA COM 20% DO PESO CORPORAL	p
Ângulo Máximo	4,98 \pm 1,54	6,78 \pm 2,83	0,0814
Ângulo Mínimo	0,50 \pm 1,01	0,75 \pm 1,62	0,7106
Amplitude Angular	4,48 \pm 1,66	6,03 \pm 2,65	0,0447
Média Angular	2,46 \pm 1,10	3,43 \pm 1,82	0,2198

A variável amplitude angular aumentou em $1,55^\circ$ ($p < 0,05$) durante o transporte de mochila na condição experimental de carga com 20% do peso corporal. Este valor angular corresponde a 34,6% de alteração no valor angular da condição de transporte de mochila com carga de 10%.

6 DISCUSSÃO

6.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

As características físicas e a faixa etária dos voluntários ($13,9 \pm 0,6$ anos), foram consideradas como adequadas para a análise do transporte de cargas de escolares. Alguns estudos (PASCOE et al., 1997; HONG e BRUEGGEMANN, 2000) utilizaram faixas etárias levemente menores (9 a 13 anos), porém não muito discrepantes em comparação ao presente estudo. A escolha da faixa etária da amostra se deve pelas dificuldades que podem ser encontradas na obtenção de dados laboratoriais com crianças mais novas. Wang; Pascoe; Weimar (2001) demonstraram que crianças de faixa etária menor têm dificuldades em deambular normalmente em esteiras ergométricas. A não inclusão de sujeitos do sexo feminino se deve a dificuldades operacionais que poderiam surgir pelo constrangimento em visualizar o dorso dos sujeitos, além de diferenças maturacionais. Apesar dos experimentos envolverem o transporte de cargas até 20% do peso corporal, não foram registrados problemas de desconforto físico durante a realização da tarefa. Provavelmente, a boa condição física dos sujeitos, aliada ao curto tempo de duração dos protocolos de medição possibilitou que os mesmos pudessem completar os testes sem sinais aparentes de fadiga ou desconforto físico.

Na condição de transporte de 20% do peso corporal foram observadas marcas hiperêmicas acentuadas na região dos ombros, que desapareceram logo após o término do experimento. Apesar de não constituírem um problema para os sujeitos do presente estudo deve-se considerar que a pressão exercida pelas alças

da mochila pode estar associada a uma série de acometimentos nesta região. Pascoe et al. (1997) relataram aumento na sensibilidade muscular em 67,2% dos sujeitos avaliados, dorsalgia em 50,8%, dormência em membros superiores em 24,5% e dores nos ombros em 14,7%. Berger (1982) corrobora com tais achados e demonstra que o transporte de cargas elevadas pode ocasionar distúrbios musculares, mialgias e artralguas. Knapik; Harman; Reynolds (1996) observaram sensibilidade alterada decorrente da pressão das alças da mochila na região do pescoço e na região dos ombros que estes são tracionados posteriormente. Medidas ergonômicas, tais como o aumento da largura das alças e o uso de coxins protetores de espuma, parecem constituir uma estratégia interessante para atenuar os efeitos negativos causados pelas alças da mochila sobre os ombros quando o peso da carga se aproximar de 20% do peso corporal.

O uso de esteira ergométrica com controle de velocidade permitiu a monitorização cinemática e maior controle dos movimentos para que algumas variáveis pudessem ser registradas. Vários estudos analisaram a marcha em esteira ergométrica a fim de diminuir a margem de erros durante a captação de dados (WONG e HONG, 1997; HONG et al., 1998; HONG et al., 2000; HONG e BRUEGGMANN, 2000; WANG; PASCOE; WEIMAR, 2001). Os padrões cinemáticos da coluna vertebral são similares durante a marcha na esteira ergométrica e na marcha no plano (WATERS; PUTZ-ANDERSON; GARG, 1988; GORDON et al., 1983; MYRRAY et al., 1985).

6. 2 MOVIMENTOS ANGULARES

6.2.1 Movimentos no Plano Sagital

O segmento vertebral S2-C7 SAGITAL representa o eixo longitudinal do dorso humano movendo-se no plano sagital e tem fundamental importância para a compreensão dos efeitos da carga na coluna vertebral, pois é neste plano que ocorrem as maiores alterações da coluna vertebral durante a marcha (WINTER, 1991). Esse modelo de configuração do dorso tem sido aplicado freqüentemente na descrição dos movimentos do tronco (SYCZEWSKA; OBERG; KARLSSON, 1999; FRIGO et al., 2003).

Os resultados do presente estudo indicam uma inclinação anterior do tronco durante todo o ciclo da marcha, independentemente do peso da carga transportada. Estes aumentos na inclinação do tronco mostram uma estratégia para compensar os efeitos da carga, que tende a deslocar o tronco posteriormente. A inclinação do tronco para frente causa uma mudança do centro de gravidade corporal para uma posição na qual a ação da carga é compensada. Conseqüentemente, o consumo de energia é minimizado e a eficiência mecânica da marcha com carga é aumentada. Parâmetros biomecânicos similares têm sido reportados em outros estudos, os quais demonstram que a inclinação do tronco no plano sagital é uma estratégia freqüente, porém associada ao peso da carga transportada - carga mais pesadas causam maiores inclinações do tronco (PASCOE et al. 1997; WONG e HONG, 1997; HONG e BRUEGGEMANN, 2000; HONG e CHEUNG, 2003).

Os resultados encontrados mostraram que o aumento desta inclinação foi mais pronunciado durante o transporte de carga com peso equivalente a 20% do peso corporal e demonstra que os sujeitos fizeram ajustes adicionais àqueles

realizados na condição de transporte de 10% do peso corporal. PASCOE et al. (1997) demonstraram aumentos na inclinação anterior do tronco quando escolares transportaram cargas de 17% do peso corporal, em comparação à marcha sem carga. Wong e Hong (1997) e Hong e Brueggemann (2000) encontraram maior inclinação anterior do tronco com cargas correspondentes a 15% e 20% do peso corporal em relação à condição de marcha sem carga e marcha com carga de 10%. Estas últimas condições não apresentaram diferenças significativas entre si. No presente estudo observou-se uma associação entre o peso transportado e a resposta da coluna vertebral, a qual tende a inclinar-se anteriormente.

A comparação entre a condição experimental de transporte de carga de 10% e de 20% do peso corporal, mostrou diferenças significativas entre os ângulos máximos, mínimos e médias angulares dos deslocamentos. Os valores encontrados na inclinação média do tronco na condição de transporte de 20% do peso corporal ($7,3^\circ$) são similares aos valores descritos por Wong e Hong (1997), Pascoe et al. (1997), Hong e Brueggemann (2000), que encontraram ângulos entre $6,0^\circ$ e $7,0^\circ$. Mota et al. (2002) também encontraram, durante o ciclo da marcha, inclinação anterior do tronco - os valores angulares eram maiores na condição de marcha transportando mochila em relação à marcha sem mochila ($\sim 5,0^\circ$). Os valores médios da inclinação anterior do tronco foram menores do que os reportados por Hong e Cheung (2003) que obtiveram $11,9^\circ$. O maior valor angular verificado por Hong e Cheung (2003) pode ser explicado pela maior velocidade da marcha imposta no experimento.

As alterações na inclinação angular média do tronco em função dos aumentos na carga transportada também têm sido reportadas em estudos que envolveram adultos (KINOSHITA, 1985; MARTIN e NELSON, 1986). Estes últimos registraram

inclinação do tronco de 8,0° e 10,2° em homens e mulheres, respectivamente, os quais transportavam cargas correspondentes a 25% do peso corporal. Tais achados indicam que as alterações na inclinação do tronco ocorrem em função de fatores mecânicos da carga e não dependem de fatores etários. Já Syczewska; Oberg; Karlsson (1999) encontraram 4,0° a 5,0° de inclinação anterior do tronco durante a marcha sem carga em adultos saudáveis e demonstraram que tal inclinação constitui uma estratégia presente na locomoção bipedal. Assim, foi aceita a hipótese (H_1) que os movimentos da coluna vertebral são alterados durante o transporte de cargas de maneira proporcional à quantidade de carga, ou seja, as cargas mais elevadas (20% do peso corporal) causam maior inclinação anterior do tronco durante a marcha.

As diferentes condições de transporte de carga analisadas no presente estudo não demonstraram um efeito claro sobre as variáveis que descrevem os movimentos dos segmentos torácico (C7-T4/T7-T10 SAGITAL) e lombar (T12-L2/L4-S2 SAGITAL) da coluna vertebral no plano sagital. O exame dos padrões individuais dos sujeitos revelou uma grande variabilidade entre os sujeitos e sugere que tais segmentos são controlados de forma individual, onde os sujeitos não apresentam um padrão definido e utilizam diferentes estratégias compensatórias. Outros estudos que analisaram o comportamento segmentar da coluna vertebral concluíram que apesar de ocorrer elevada consistência intra-sujeitos para movimentos repetidos, as comparações entre sujeitos demonstram grande variabilidade (WINTER, 1991; CROSBIE; VACHALATHITI; SMITH, 1997). A variabilidade observada no presente estudo não foi diferente daquela reportada na literatura (WHITTLE e LEVINE, 1999), os quais mostraram que os ciclos de movimento da coluna vertebral dos sujeitos são bastante consistentes. Portanto, a diversidade de padrões de movimento encontrada não permitiu uma exploração mais profunda sobre as curvas torácica e lombar no

plano sagital em função da magnitude da carga transportada. Os resultados encontrados na presente dissertação não permitem aceitar a hipótese (H_2) que o segmento torácico sofre um aumento em sua curvatura no plano sagital proporcional à quantidade de carga, ou seja, quanto maior for a carga transportada, maior será o aumento da curvatura torácica durante a marcha. Também, não é aceita a hipótese (H_3) que o segmento lombar sofre uma diminuição em sua curvatura no plano sagital proporcional à quantidade de carga, ou seja, quanto maior for a carga transportada, menor será a curvatura lombar durante a marcha.

6.2.2 Movimentos no Plano Frontal

O segmento vertebral S2-C7 FRONTAL forma o eixo longitudinal do dorso. Este se inclina no plano frontal oscilando à direita e à esquerda em correspondência ao apoio do membro inferior durante o ciclo da marcha. Os resultados mostram que esse eixo longitudinal tem uma maior inclinação lateral do tronco durante o transporte de carga com peso equivalente a 20% do peso corporal em relação à outra condição de transporte de carga.

Apesar de significativa, a magnitude da variação encontrada para o eixo longitudinal da coluna vertebral, no plano frontal, foi bastante pequena (variação média de $-0,54^\circ$ a $0,58^\circ$) e não possui um significado biomecânico e/ou clínico relevante. Sob o ponto de vista biomecânico, tais variações podem ter sido causadas por erros no processo de quantificação angular, os quais foram estimados como sendo menores que $1,0^\circ$. Clinicamente, tais alterações têm sido consideradas como variações individuais da normalidade (SYCZEWSKA; OBERG; KARLSSON, 1999; ADAMS e DOLAN, 1995; MARRAS e GRANATA, 1997; AU; COOK; MCGILL, 2001).

Desta forma, é difícil concluir que o peso simétrico da mochila possui um efeito definido sobre a inclinação lateral do tronco no plano frontal.

A magnitude dos movimentos laterais do tronco ($\pm 0,5^\circ$) pode ser explicada parcialmente pelos movimentos segmentares que ocorreram na região torácica e lombar. Os movimentos torácico e lombar indicam que os movimentos médios do tronco deveriam ser $\sim 1,06^\circ$ (com carga de 10%) e $\sim 3,22^\circ$ (com carga de 20%). Tal discrepância pode ser explicada por artefatos dos que estão associados à metodologia empregada. A contração alternada dos músculos paravertebrais durante a marcha causa um intumescimento da área subjacente às marcas colocadas sobre a pele e provoca um desvio lateral dos marcadores. Somado ao efeito da musculatura, existe ainda a tendência dos movimentos do tronco, decorrentes da dinâmica da marcha, em rodar as vértebras em direções opostas, aumentando ainda mais a projeção dos marcadores para outros planos de movimento. Tais artefatos impedem uma interpretação precisa dos movimentos segmentares da coluna vertebral no plano frontal. Conseqüentemente, não foi possível aceitar a hipótese (H_4) que os movimentos dos segmentos torácico e lombar da coluna vertebral, no plano frontal, não são alterados durante a marcha, independente do peso transportado.

6.2.3 Movimentos no Plano Horizontal

Os resultados demonstram uma maior rotação do tronco no plano horizontal durante do transporte de cargas mais pesadas (20% do peso corporal). Vários autores investigaram a relação entre o eixo dos ombros e quadris. Vanneuville (1994), Syczewska; Oberg; Karlsson (1999) e Viel (2001) reportaram a existência de movimentos alternados entre esses dois eixos (ombro/quadril) no plano horizontal.

Os movimentos rotacionais do tronco durante a marcha têm sua origem na pelve que surge movendo-se alternadamente ao movimento de oscilação dos membros superiores. Os movimentos da pelve são descritos como fundamentais para a marcha, pois possibilitam que os sujeitos aumentem a amplitude da passada (ROSE e GAMBLE, 1994). Além disso, tal mecanismo tem sido descrito como essencial para que a marcha seja desempenhada com baixo consumo energético e que o equilíbrio seja mantido (STOKES; ANDERSSON; FORSBERG, 1989; LEGG; RAMSEY; KNOWLES, 1992).

Aparentemente os resultados encontrados no presente estudo parecem contraditórios com tarefas de transporte de carga, onde geralmente, a amplitude da passada é reduzida à medida que a carga é aumentada (CHARTERIS, 1998; SYCZEWSKA; OBERG; KARLSSON, 1999). Todavia, a velocidade constante da esteira não possibilita com que os sujeitos reduzam a velocidade da marcha (VIEL, 2001; WANG; PASCOE; WEIMAR, 2001). Desta forma, uma maior amplitude de rotação da pelve pode ter sido efetuada para facilitar a fase de balanço e aumentar a eficiência mecânica da marcha durante o transporte de cargas mais pesadas. Crosbie; Vachalathiti; Smith (1997) mensuraram a rotação do tronco em valores angulares de $\sim 4,3^\circ$. Esses dados aproximam-se dos dados na condição de transporte de carga com peso equivalente a 10% do peso corporal que foi $4,48^\circ$. De fato a marcha sem carga apresenta padrões biomecânicos similares à marcha com carga de 10% (HONG e BRUEGGEMANN, 2000; HONG e CHEUNG, 2003). A condição de transporte de mochila com peso maior (20%) atingiu o valor angular de $6,03^\circ$ de amplitude articular - aumento de $1,55^\circ$ em relação à condição de carga mais leve (10%). Deste modo, a hipótese (H_5) que a rotação da coluna vertebral (relação entre o eixo dos ombros e o eixo dos quadris) será reduzida durante a

marcha quando os sujeitos transportam cargas mais pesadas (20% do peso corporal) em comparação com o transporte de cargas mais leves (10% do peso corporal) foi rejeitada.

6.3 IMPLICAÇÕES POSTURAIS DO USO DE MOCHILA DORSAL

6.3.1 Implicações no Plano Sagital

As maiores alterações observadas neste estudo ocorreram no plano sagital, dentre as quais destacam-se aumentos significativos no ângulo máximo, ângulo mínimo e na média angular durante o transporte de carga equivalente a 20% do peso corporal.

Apesar dos aumentos na inclinação do tronco, observou-se que os sujeitos mantiveram a mesma amplitude de movimento em ambas condições experimentais. Tal estratégia implica num recrutamento mais intenso da musculatura que controla a coluna vertebral. Diversos estudos têm demonstrado que aumentos na ativação muscular reduzem a eficiência da ação pelo aumento no consumo energético (PIERRYNOWSI et al. 1981; BOBET e NORMAN, 1984; HONG et al., 1998; HONG et al., 2000). Um recrutamento mais intenso também está associado ao surgimento de fadiga muscular localizada, que é um fator importante para o aparecimento de desconforto, dor aguda e de processos inflamatórios (KNAPIK; HARMAN; REYNOLDS, 1996). Alguns estudos (WATKINS, 1999; ENOKA, 1994) têm demonstrado que a realização de atividade física sob condição de fadiga também pode levar a lesão do aparelho locomotor. Ortiz (2003) observou que o excesso de atividade física é causa de dor na coluna vertebral lombar em jovens, os quais

devem ser orientados quanto a cuidados posturais. O esforço físico associado a posturas inadequadas facilita o surgimento distúrbios vertebrais.

Dentre os distúrbios vertebrais associados a esforços físicos repetidos com elevada frequência destacam-se a hérnia de disco intervertebral lombar (WINTER, 1991). Também a vértebra lumbica e a espondilólise (uma fratura por estresse mecânico na *pars articulares vertebralis*) têm relação com o trauma crônico por esforço físico em jovens ativos (MOORE e DALLEY, 2001). Blout (1979) refere que a espondilólise é uma fratura do istmo vertebral por fadiga, cuja etiologia é, freqüentemente devida, à tensão repetida e poucas vezes se deve a uma torção de elevada magnitude. Anderson; Ortengren; Nachesomson, (1983), Beynon e Reilly (2001) relacionam que as lesões das articulações interapofisárias da coluna vertebral dorsal podem ocorrer por fatores predisponentes como o transporte de peso excessivo e esforços físicos que exigem inclinação anterior. Assim, a pressão intradiscal aumentada nessa atitude postural em flexão anterior do tronco durante o uso de mochila escolar pode induzir a distúrbios osteoligamentares da coluna vertebral.

Turek (1991) demonstrou que a repetição dos movimentos de flexão anterior em amplitude máxima pode lesionar o ligamento supra-espinhoso e, em seqüência, o ligamento interespinhoso e a cápsula das articulações interapofisárias. Nestas situações, o transporte de carga age como fator de risco predominante induzindo uma atitude postural alterada em flexão anterior. Quando em grau intenso favorece o prolapso discal.

Algumas vezes as estruturas capsulares e ligamentares são fortes e as estruturas ósseas podem ceder e ocorre fratura da parte interarticular (istmo

vertebral), produzindo a espondilólise. Este fenômeno explica a maior prevalência na juventude (WILLNER e JOHNSON, 1983; SHEIR-NEISS et al. 2003).

Portanto, as alterações posturais no transporte de carga decorrente da maior inclinação podem ter como consequência uma coluna vertebral dolorosa e induzir a cronicidade das dorsalgias na idade adulta.

6.3.2 Implicações no Plano Frontal

Os valores angulares encontrados durante os movimentos no plano frontal, apontaram mudanças nos segmentos da coluna vertebral que podem ser consideradas como funcionais, ou seja, de natureza transitória e decorrente da dinâmica da marcha.

Quando as alterações provocadas sobre os segmentos da coluna vertebral são analisadas de forma isolada, observa-se que a região torácica foi significativamente afetada em função da carga de 20% em comparação com a carga de 10%. A inclinação lateral observada nas cargas de 20% favorece a assimetria da coluna vertebral que pode causar sintomas dolorosos. Estudos que analisaram o transporte assimétrico de mochilas (sobre um dos ombros), onde a inclinação lateral do tronco é expressiva, revelaram que 74,4% dos sujeitos apresentaram queixas de dor (SHEIR-NEISS et al., 2003).

Outros estudos (MALHOTRA e SEN GUPTA, 1965; VOLL e KLIMT. 1977; SANDER, 1979; PASCOE et al., 1997; WONG e HONG, 1997; HONG et al., 2000); TROUSSIER et al., 1994; HONG e BRUEGGMANN, 2000) também têm apresentado resultados similares e apontam uma maior inclinação lateral do tronco durante o transporte de mochilas do tipo *backpack* no plano frontal em comparação à marcha sem carga. Tais oscilações laterais do tronco podem ser explicadas pela

necessidade dos sujeitos em compensar as alterações dinâmicas que ocorrem na marcha em função do aumento da carga. Como os sujeitos não podem reduzir a velocidade da marcha devido à velocidade constante da esteira, algumas estratégias compensatórias são necessárias.

Além disso, uma maior elevação lateral da pelve durante o transporte de cargas mais pesadas possibilita que a extremidade distal do segmento tenha maior distância solo-pé (*clearance*) durante a fase de balanço e potencializa um aumento na amplitude da passada (ROSE e GAMBLE, 1994).

White e Levine (1999) também reportaram que a inclinação lateral do tronco durante o transporte de cargas mais pesadas está associada aos movimentos pélvicos. Assim, a inclinação pélvica causa uma inclinação do tronco durante a marcha, fazendo com que a coluna vertebral oscile lateralmente de forma mais acentuada nas cargas mais elevadas.

Durante o transporte de cargas mais pesadas, a posição relativamente elevada da mochila (T9), associada a uma maior distribuição de massas corporais na extremidade cranial da coluna vertebral, causa um aumento na inércia da região superior (VACHERON et al., 2000) e aumenta a tendência de oscilação lateral (pendular) do tronco. Devido à pequena mobilidade e maior estabilidade das vértebras torácicas, estas realizam em conjunto (simultaneamente) seus movimentos no plano frontal a partir da última vértebra torácica (na articulação entre T12-L1). Grimmer et al., (2002) apresentam argumentos semelhantes ao demonstrar maiores projeções laterais do tronco em resposta a aumentos na carga transportada em mochilas dorsais. Desta forma, movimentos na região de transição entre segmentos da coluna lombar e a coluna torácica podem explicar as alterações significativas observadas no segmento torácico.

Os resultados encontrados na região lombar podem ser explicados pela necessidade de se aumentar os movimentos oscilatórios dos segmentos mais proximais da coluna vertebral - estes verificados no segmento torácico. Embora a maioria dos estudos que envolveram a análise dos movimentos da coluna vertebral não tenham considerado os movimentos segmentares da coluna vertebral (KINOSHITA, 1985), tem sido demonstrado que existe um efeito compensatório sistêmico, onde a variação angular em um segmento tem efeito sobre outros (VACHERON et al., 1999). Adicionalmente a localização da carga tem outras implicações: estudos realizados por Lai e Jones (2001) e Muza et al. (1989) indicaram que o transporte de mochilas dorsais centradas em nível torácico (entre T7 e T9) causa severa restrição da expansão da caixa torácica, reduzindo a capacidade vital e o volume expiratório forçados durante os testes de transporte de cargas elevadas.

Desta maneira, a carga mais elevada (20%) não compromete clinicamente o eixo longitudinal da coluna vertebral (oscilação de $\pm 0,5^\circ$). No entanto, a tal carga determina uma atividade cinemática maior do segmento vertebral torácico causando esforço maior para as atividades funcionais do tórax.

6.3.3 Implicações no Plano Horizontal

As adaptações posturais decorrentes do transporte de carga incluem a rotação pélvica conjuntamente com rotação dos ombros e assim, o ângulo do eixo dos ombros com o eixo dos quadris aumenta para acomodar o padrão da marcha (KINOSHITA, 1985; MARTIN e NELSON, 1986). As diferenças significativas encontradas na rotação do tronco nas cargas de 20% do peso corporal indicam estratégias de transporte distintas entre as condições experimentais. Tais diferenças

podem estar relacionadas a maior exigência imposta durante o transporte de cargas mais elevadas, que devem ser compensadas por alterações na marcha. Estas alterações envolvem uma maior rotação pélvica que propicia um maior alcance do passo (conforme discutido na seção anterior). A comparação realizada entre as alterações entre ombros e quadris revelou que os sujeitos mantêm os ombros relativamente estáveis em relação à pelve, que se movimenta mais pronunciadamente durante a marcha.

Portanto, o transporte de carga de 20% do peso corporal pode induzir a esforços musculares excessivos e, conseqüentemente levar à fadiga e lesão do aparelho locomotor. Rebelatto et al. (1991) salientam que além do efeito prejudicial dos movimentos rotacionais do tronco, existe o efeito da compressão intradiscal da articulação L5-S1, durante o transporte de cargas. A associação de movimentos rotacionais e elevadas cargas transportadas constituem importantes elementos na etiologia das lesões osteoligamentares vertebrais (NACHEMSON, 1985; DOLAN; EARLEY; ADAMS, 1994; MARRAS e GRANATA, 1997). Tarefas realizadas com movimento unicamente rotacional da coluna vertebral têm significativas solicitações mecânicas nos discos intervertebrais e nas articulações interapofisárias (AU; COOK; MCGILL, 2001). Para esses autores as tarefas realizadas com movimentos isolados de inclinação anterior ou inclinação lateral, não apresentam tanto risco quanto o movimento rotacional da coluna vertebral.

Portanto, a adoção de medidas que controlem estes movimentos - tais como mochila com peso menor - durante a realização de tarefa de transporte de cargas podem auxiliar na prevenção de distúrbios dorsais.

6. 4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Não existem evidências de que as alterações posturais da coluna vertebral durante a marcha transportando malas e mochilas escolares possam causar deformidades estruturais ou definitivas na coluna vertebral (TROUSSIER et al., 1994; TROUSSIER et al., 1999; MACKIENZIE et al., 2003; SHEIR-NEISS et al., 2003). Porém, dores dorsais durante o transporte de malas e mochilas escolares foram registrados por vários autores (TROUSSIER et al., 1994; NEGRINI; CARABALONA; PINOCHI, 1998; TROUSSIER et al., 1999; GRIMMER et al., 2002; FORJUOH et al., 2003; MACKIE et al., 2003; STEELE; BIALOCERKOWSKI; GRIMMER, 2003). Como consequência, poderia surgir maior incidência de adultos com dores dorsais. Para Burton; Clarke; McClune, (1996) crianças e adolescentes que experimentaram dores torácicas e lombares têm risco aumentado de terem episódios de dorsalgias e lombalgias na idade adulta.

No presente estudo não foram relatados casos de dores ou desconforto importante. Provavelmente, o período curto em que os sujeitos realizaram o transporte de cargas tenha causado apenas uma alteração transitória do perfil da coluna vertebral e não tenha possibilitado o aparecimento de dor, a influência do tempo sobre o transporte de mochilas em escolares não é muito bem conhecido (WHITTFIELD et al., 2001). Sander (1979), analisou a relação da exposição contínua de cargas durante o transporte de malas/mochilas escolares e concluiu que o tempo de transporte promove problemas posturais associados a dores na região dorsal.

Os resultados encontrados no presente estudo estão em concordância com a literatura, uma vez que o transporte de carga equivalente a 20% do peso corporal

promoveu significativas alterações cinemáticas, em relação à condição de carga com 10% do peso corporal. Diferentes autores publicaram as conseqüências que ocorrem no organismo humano durante o transporte de carga. Estudos realizados por Malhotra e Sen Gupta (1965), Voll e Klimt (1977), Sander (1979), Pascoe et al (1997), Wong e Hong (1997), Hong et al. (1998), Hong et al. (2000), Hong e Brueggemann (2000), Wang; Pascoe; Weimar (2001) e Hong e Cheung (2003) recomendaram que o peso de malas ou mochilas escolares seja limitado a 10% do próprio peso corporal porque este valor (10%) apresenta os mesmos padrões biomecânicos da marcha sem carga. O critério desses autores baseou-se em importantes alterações posturais e da marcha, principalmente inclinação anterior e lateral mais pronunciada do tronco causada durante o transporte de cargas mais elevadas.

Segundo Hardin e Kelly (1975, apud PASCOE et al. 1997) a porcentagem adequada de carga máxima para adultos é 30% do peso corporal, pois estes são constituídos por estruturas osteoarticulares completamente desenvolvidas biologicamente - diferentemente dos jovens. No presente estudo carga de 20% levadas através da mochila dorsal causou maior alteração cinemática em correlação à carga de 10%, denotando um valor percentual menor a ser transportado por indivíduo jovem.

Negrini; Carabalona; Pinochi (1998) relataram que 34,8% dos escolares adolescentes levavam malas e mochilas escolares com peso equivalente a 30% do peso corporal. Portanto, com risco maior de alteração postural.

Negrini; Carabalona; Dipeng (2002) afirmam que, proporcionalmente, os escolares transportam mais peso ultrapassando o limite de referência usado para os adultos; para esses autores há uma relação estatística diretamente proporcional

entre o peso da carga transportada e dor no aparelho locomotor. No entanto, não é uma correlação direta, pois outros fatores podem interagir no cotidiano do escolar e contribuir para o aumento da ocorrência de sintomas dolorosos dorsais, como por exemplo, a postura sentada.

A discussão sobre os efeitos do transporte de cargas, considerando-se as alterações publicadas pelos vários autores estudados, aponta que existe tendência consensual de que cargas acima de 15% podem trazer alterações que exigem mais esforço fisiológico e biomecânico do organismo do que a marcha sem carga ou com carga até o equivalente a 10% do peso corporal.

O valor de carga de 10% tem sido apontado como referência para a prevenção de uma série de distúrbios da coluna vertebral relacionados com o transporte de carga.

O presente estudo evidenciou que o transporte de carga equivalente a 20% do peso corporal induziu significativas alterações nos perfis da coluna vertebral. Foi evidenciada maior inclinação anterior do tronco associada a uma rotação dorsal mais pronunciada causando um risco de lesão do aparelho locomotor mais acentuado.

7 CONCLUSÃO

7.1 PARÂMETROS POSTURAIS

Os dados laboratoriais obtidos permitem satisfazer o objetivo geral deste estudo de "determinar a influência da carga transportada através de mochilas de alças bilaterais de ombros" e tornam possível concluir que existem diferenças importantes nos padrões biomecânicos dorsais entre as tarefas de transportar mochila com carga equivalente a 10% e 20% do peso corporal.

Quanto aos objetivos específicos pode-se concluir que:

a) a comparação da mobilidade vertebral nos planos sagital e frontal mostrou no primeiro a coluna vertebral inclinando mais anteriormente na carga mais pesada. No plano frontal ocorreu inclinação maior na carga mais pesada, porém o valor absoluto é biomecanicamente e clinicamente de pouco significado;

b) o segmento vertebral torácico oscila mais de acordo com a carga mais pesada no plano frontal; por sua vez, neste plano de movimento, o segmento vertebral lombar não mostrou diferença em relação aos diferentes pesos da carga. E, os movimentos da coluna vertebral torácica e lombar, no plano sagital não apresentaram diferenças significativas;

c) a comparação da rotação da coluna vertebral no plano horizontal mostrou maior amplitude articular no transporte de cargas mais elevadas (20%).

Portanto, a marcha em esteira transportando mochila dorsal de alça bilateral de ombros com carga equivalente a 20% do peso corporal determina alterações

cinemáticas angulares no dorso mais pronunciadas do que a marcha com carga equivalente a 10% do peso corporal.

Os resultados encontrados permitem concluir que o transporte de carga de 20% do peso corporal apresenta comprometimento do aparelho locomotor, o qual pode estar relacionado a alterações posturais (maior inclinação e rotação do dorso) que levem à lesão dorsal. Comparativamente, o transporte de carga de 10% apresentou variação postural mais similar ao padrão de normalidade do que o transporte de carga de 20% do peso corporal.

Finalmente, o transporte de mochilas escolares com carga de 10% constitui uma medida preventiva e ergonômica, uma vez que essa magnitude não induz alterações acentuadas nos perfis da coluna vertebral, os quais se assemelham aos padrões da marcha sem carga. Desta forma, recomenda-se que a carga nas mochilas dorsais transportadas por escolares não ultrapasse a 10% do peso corporal. A utilização de tais limites de cargas pode auxiliar na redução distúrbios do dorso e da coluna vertebral.

7.2 SUGESTÕES PARA FUTUROS ESTUDOS

O presente estudo encontrou dificuldades em estabelecer o padrão de mobilidade dos segmentos vertebral torácico e lombar, tanto no plano sagital como no plano frontal. Assim, estudos que possam adotar metodologias que possibilitassem a quantificação cinemática desses segmentos seriam interessantes para esclarecer o impacto biomecânico das cargas nestas regiões anatômicas específicas.

Outros estudos com sujeitos em faixas etárias distintas e com amostras que incluam o sexo feminino, podem proporcionar novos parâmetros sobre este tema. Malas e mochilas escolares de diferentes designs também pode auxiliar na melhoria das condições de transporte de cargas por escolares e reduzir o número de problemas associados a esta tarefa. Recomenda-se ainda a utilização de variáveis metabólicas e de avaliações subjetivas, as quais podem prover informações relevantes.

REFERÊNCIAS

- ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Recent advances in lumbar spine mechanics and their clinical significance. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 1, p. 3-19, 1995.
- ALTHOFF, I., BRINCKMANN, P., FROBIN, W., SANDOVER, J., AND BURTON, K.; An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. **Spine**, v. 17, n. 6, p. 682-693, 1992.
- AMADIO, A. C. **Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento**. São Paulo: Ed Universidade de São Paulo, 1996.
- ANDERSON, G. B. J.; ORTENGREN R.; NACHESOMSON, A. L. Biomechanical analysis of loads on the lumbar spine in sitting and standing postures. **Biomechanics**, v. 8, p. 543-55, 1983.
- AYOUB, M. M.; SMITH, J. L. Evaluation of satchels for postal letter carriers. **Industrial Ergonomics**, v. 23, p. 269-279, 1999.
- ASTRAND, P.; ASTRAND, K. R. **Tratado de Fisiologia do Exercício**, 2. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1980.
- AU, G.; COOK, J.; MCGILL, S. M. Spinal shrinkage during repetitive controlled torsional, flexion and lateral bend motion exertions. **Ergonomics**, v. 44, n. 4, p. 373-381, 2001.
- BATES, B. T.; OSTERLING, L. R.; SAWHILL, J. A.; JAMES, S. L. An assessments of subject variability, subject shoe interaction and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. **Journal of Biomechanics**, v. 16, p. 181-191, 1983.
- BEYNON, C.; REILLY, T. Spinal shrinkage during a seated break and standing break during simulated nursing tasks. **Applied Ergonomics**, v. 20, p. 617-622, 2001.
- BERGER, R. A. **Applied Exercise Physiology**, Philadelphia, Lea & Febiger, 1982.
- BERHMAN, R. E.; KLIEGMAN, R. M.; ARVIN, A. M. **Tratado de Pediatria**, 15. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

BLOUNT, W. P. **Fraturas na Criança**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1979.

BOBET, J.; NORMAN, R. W. Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 53, p. 71-75, 1984.

BORG, G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress, **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 2, p. 92-98, 1970.

BRENZIKOFER, R.; BARROS, R. M. L.; LIMA FILHO, E. C.; TOMA, E.; BORDINI L. S. Alterações do dorso e coluna vertebral durante a marcha. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 1, n. 1, p. 21-26, 2000.

BURTON, K. A.; CLARKE, R. D.; McCLUNE, T. D. The natural history of low back pain in adolescents. **Spine**; v. 1, n. 1, p. 21-28, 1996.

CAPOZZO, A. Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 14, p. 411-425, 1981.

CARVALHO, L. A. P.; RODACKI, A. L. F.; SARRAF, T.; DEZAN, V. Estudo observacional de mala e mochilas escolares transportadas por estudantes. In: XXXV **Congresso Brasileiro de Ortopedia e Traumatologia**, Tema Livre, outubro, 2003.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSON, G. B. J.; MARTIN, B. J.; SABINSTON, A. **Biomecânica Ocupacional**. 3. ed. Belo Horizonte: Ergo, 2001.

CHARTERIS, J. Comparison of the effects of backpack loading and of walking speed on foot-floor contact patterns, **Ergonomics**, v. 41, n.124, p. 1792-1809, 1998.

COOK, G. A.; MCGILL, S. M. Spinal shrinkage during repetitive controlled torsion, flexion and lateral bend motion exertions, **Ergonomics**, v. 44, n. 4, p. 373-381, 2001.

COOK, T. M.; NEUMANN, D. A. The effect of load placement on the EMG activity of low back muscles during load carrying by men and women. **Ergonomics**, v. 30, p. 1413-1423, 1987.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R.; SMITH, R. Patterns of spinal motion during walking. **Gait and Posture**, v. 5, p. 6-12, 1997.

DEVITA P, HONG D, HAMILL J. Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking. **Journal of Biomechanics**, v. 4, n. 25, p. 459-467, 1992

DEMPSEY, G. P.; AYOUB, M. M.; BERNARD, T. M.; ENDSLEY, R.; KARWOWSKI W.; LIN, C. J.; SMITH, J. L. Ergonomic investigation of letter-carrier satchels. **Applied Ergonomics**, v. 27, n. 5, p. 303-313, 1996.

DIDIO, L. A. **Tratado de Anatomia Aplicada**, São Paulo: Póllus Editorial, 1999, p. 128-140.

DOLAN, P.; EARLEY, M.; ADAMS, M. A. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. **J. Biomechanics**, v. 27, n. 10, p. 1237-1248, 1994.

DRUMMOND, D. S. Kyphosis in the growing child, state of the art, reviews. **Spine**, v. 1, n. 2, p. 339-352, 1987.

DUL, J.; WEERDMEESTER, B. **Ergonomia Prática**. 3. ed. São Paulo: Edgar Blucher, 2001.

ENOKA, R. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**, São Paulo: Manole, 1994.

FORJUOH, S. N. Percentage of body weight carried by students in their school backpacks. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 82, n. 4, p. 261-266, 2003.

FOWLER, N. E.; RODACKI, A. L. F.; RODACKI, C. L. N. Changes in the spine kinematics due to mechanical loads during a simulated postal worker's task. **Gait and Posture**, *in press*.

FRIGO, C.; CARABALONA, R.; DALLA MURA, M.; NEGRINI, S. The upper body segmental movements during walking by young females. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 419-425, 2003.

GRACOVETSKY, S. A.; IACONO, S. Energy transfers in the spinal engine. **Journal Biomedicine Engineering**, v. 9, p. 99-114, 1987.

GRANDEJEAN, E. **Manual de Ergonomia - adaptando o homem ao trabalho**, 4. ed. São Paulo: Bookman, 1998.

GARDNER, E.; GRAY, D. J.; RAHILLY, O. R. **Anatomia - estudo regional do corpo humano**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 498-537, 1988.

GRAY, H. **Anatomia**. 29. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 83-101, 1988.

GRIMMER, K.; WILLIAMS, M.; GILL, T.: High School Students and Backpacks: Across-Sectional Study. Adelaide, University of South Australia, 1999.

GRIMMER, K.; WILLIAMS, M.: Gender-age environmental associates of adolescent low back pain. **Applied Ergonomics**, v. 31, p. 343-360, 2000.

GRIMMER, K.; DANSIE, B.; MILANESE, S.; PIRUNSAN, U.; TROTT, P. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomized controlled experimental study. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 17, n. 3, p., 2002.

GORDON, M. J.; GOSLIN, B. R.; GRAHAM, T.; HOARE, J. Comparison between load carriage and grade walking on a treadmill. **Ergonomics**, v. 26, n. 3, p. 289-298, 1983.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

HAMIL, J.; KNUTZEN, K. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**, São Paulo: Manole, 1999.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HEIDEGGER, W. **Atlas de Anatomia Humana**, 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1974.

HONG, Y.; BRUEGGEMANN, G. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. **Gait and Posture**, v. 11, p. 254-259, 2000.

HONG, Y.; CHEUNG, C. Gait and posture response to backpack load during level walking in children. **Gait and Posture**, v. 17, p. 28-33, 2003.

HONG, Y.; LI, J. X.; WONG, A. S. K.; ROBINSON, P. D. Weight of schoolbags and the metabolic strain created in children. **Journal of Human Movement Studies**, v. 10, p. 187-200, 1998.

HONG, Y.; LI, J. X.; WONG, A. S. K.; ROBINSON, P. D. Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure in children. **Ergonomics**, v. 6, n. 43, p. 717-727, 2000.

JOHNSON, R. Adolescent growth and development, clinical implications. **Child and Adolescent Development**. v. 5, p. 9-13, 1990.

KINOSHITA, H. Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. **Ergonomics**, v. 28, n. 9, p. 13347-1362, 1985.

KNAPIK, J.; HARMAN, E.; REYNOLDS, K. Load carriage using packs: A review of physiological, biomechanical and medical aspects. **Applied Ergonomics**, v. 27, n. 3, p. 207-216, 1996.

KREBS, D. E.; WONG, D.; JEVESVARD, D.; O'RILEY, P.; HODGE, W. A. Trunk kinematics during locomotion activities. **Physical Therapy**. v. 72, p. 505-514, 1992.

LAI, J. P.; JONES, A. Y. The effect of shoulder-girdle loading by a school bag on lung volumes in Chinese primary school children. **Early Human Development**, v. 62, p. 79-86, 2001.

LATARJET, M.; RUIZ, L. A. **Anatomia Humana**. 2. ed. São Paulo: Panamericana, 1996, v. 1, p. 29-65.

LEGG, S. J.: Comparison of different methods of load carriage. **Ergonomics**, v. 28, n. 4, p. 197-212, 1985.

LEGG, S. J.; MAHANTY, A.: Comparison of five modes carrying a load close to the trunk. **Ergonomics**, v. 28, n. 12, p. 1653-1660, 1985.

LEGG, S. J.; PERKOT, L.; CAMPBELL, P. Subjective perceptual methods for comparing backpack. **Ergonomics**, v. 40, n. 8, p. 809-817, 1997.

LEGG, S. J.; RAMSEY, T.; KNOWLES, D. J.: The metabolic cost backpack and shoulder load carriage. **Ergonomics**, v. 35, n. 9, p. 1063-1068, 1992.

IIDA, I. **Ergonomia, projeto e produção**. 4. ed. São Paulo: Edgar Blücher, 1997.

LIN, J. C.; DEMPSEY, P. G.; SMITH, J. L.; AYOUB M. M.; BERNARD, T. Ergonomic investigation of letter-carrier satchels. **Applied Ergonomics**, v. 17, n. 5, p. 315-320, 1996.

LLOYD, R.; COOKE, C. B. Kinetic changes associated with load carriage using two rucksack designs. **Ergonomics**, v. 43, n. 9, p. 1331-1341, 2000.

MALHOTRA, M. S.; SEN GUPTA, J. Carrying of school bags by children. **Ergonomics**, v. 8, p. 55-60, 1965.

MACKENZIE, W. G.; SAMPAHT, J. S.; KRUSE, R. W.; SHEIR-NEISS, G. J. Backpack in Children. **Clinical Orthopaedic and Related Research**, n. 409, p. 78-84, 2003.

MACKIE, H. W.; LEGG, S. J.; BEADLE, J.; HEDDERLEY, D. Comparison of four different backpack intended for school use. **Applied Ergonomics**, v. 34, p. 257-264, 2003.

MALKO, J. A.; HUTTON, W.; FAJMAN, W. A. An in vivo magnetic resonance imaging study of changes in the volume (and fluid content) of the lumbar intervertebral discs during a simulated diurnal load cycle. **Spine**, v. 24, n. 10, p. 114-123, 1999.

MARCONDES, E. **Crescimento, normal e deficiente**. 3. ed. São Paulo, Sarvier: 1989.

MARRAS, W. S.; GRANATA, K. P. Spine loading during trunk lateral bending motions, **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 7, p. 697-703, 1997

MARTIN, P. E.; NELSON, R. The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. **Ergonomics**, v. 29, n. 10, p. 1191-1202, 1986.

McGILL, S. M. The biomechanics of low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 2, p. 124-135, 1997.

MYRRAY, M. P.; SPURR, G. B.; SEPIC, S. B.; GARDNER, G. M. Treadmill versus floor walking: kinematics, electromyogram and heart rate. **Journal Applied Physiology**, v. 59, p. 87-91, 1985.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. **Anatomia Orientada para a Clínica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-koogan, 2001.

MOTA, B. C.; LINK, D. M.; TEIXEIRA, J. S.; ESTRÁZULAS, J. A.; OLIVEIRA, L. G. Análise cinemática do andar de crianças transportando mochilas. **Revista Brasileira de Biomecânica**. v. 4, p. 15-20, 2002.

MUSA, S. R.; LATZKA, W. A.; EPSTEIN, Y.; PANDOLF, K. B. Load carriage induced alterations of pulmonary function. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 3, p. 221-227, 1989.

NACHEMSON, A. L. Advances in low back-pain, **Clinical Orthopaedic and Related Research**, v. 23, p. 66-78, 1985.

NEEDLMAN, R. D. Crescimento e desenvolvimento. In NELSON, W. E.; BEHRMAN, R. E.; Kliegman, R. M.; ARVIN, A. M. **Tratado de Pediatria**. 15 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

NEGRINI, S.; CARABALONA, R.; PINOCHI, G. Backpack and back pain in school children: is there a direct relationship? **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 80-B, s. 3, p. 247, 1998.

NEGRINI, S.; CARABALONA, R.; DIPENG. Backpack on! Schoolchildren's perceptions of load associations with back and factors determining the load. **Spine**, v. 27, n. 2, p. 187-195, 2002.

NOTTRODT, J. W.; MANLEY, P.: Acceptable loads and locomotor patterns selected in different carriage methods. **Ergonomics**, v. 32, n. 8, p. 945-957, 1989.

OLIVER, J.; MIDDLEITCH, A. **Anatomia Funcional da Coluna Vertebral**, Rio de Janeiro: Revinter, 1998.

ORTIZ, J. Lombalgia na criança e no adolescente. In: SOCIEDADE BRASILEIRA DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA. **Ortopedia Pediátrica**. Rio de Janeiro: Revinter, p. 145-159, 2003.

PASCOE, D. D.; PASCOE, D. E.; WANG, Y. T.; KIM, C. K. Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. **Ergonomics**, v. 40, n 6, p. 631-641, 1997.

PICOLLI, M. A. As alterações da puberdade. **Pediatria Moderna**, v. 35, n. 6, p. 432-435, 1999.

PIERRYNOWSI, M. R.; NORMAN, R. W.; WINTER, D. A. Mechanical energy analyses of the human during load carriage on a treadmill. **Ergonomics**, v. 24, n. 1 p. 1-14, 1981.

PROPST-PROCTOR S. L.; BLECK, E. E. Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. **Journal of Pediatric Orthopaedics**. v. 3, p. 344-346, 1983.

REBELATTO, J. R.; CALDAS, M. A. J., VITTA, A. Influência do transporte do material escolar sobre a ocorrência de desvios posturais em estudantes. **Revista da Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, v. 26, n. 11-12, p. 403-410, 1991.

REILLY, T.; LEES, A.; ATKINSON, G.; DOGGART, L. M. An ergonomic appraisal of three new mail-bag designs. **Final report to the Royal Mail**, Ed John Moores University, Liverpool, 1993.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Human Walking**, 2. ed. Baltimore, EUA: Williams & Wilkins, 1994.

SAHA, B. Y. P. N.; DATTA, S. R.; BANERJEE, P. K.; NARAYANE, G. G. An acceptable workload for Indian workers. **Ergonomics**, v. 22, n. 9, p. 1059-1071, 1979.

SHEIR-NEISS, G.; KRUSE, R. W.; RAHMEN, T.; JACOBSON, L. P.; PELLI, J. A.; The association of backpack use and back pain in adolescents. **Spine**, v. 9, n. 28, p. 922-930, 2003.

SYCZEWSKA, M.; OBERG, T.; KARLSSON, D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. **Clinical Biomechanics**, v. 14, p. 384-388, 1999.

SANTOS, N.; FIALHO, F. **Manual de Análise Ergonômica do Trabalho**, São Paulo: Gênesis, 1997.

SAHO Z., ROMPE G. SHILTENWOLF M. Radiographic changes in the lumbar intervertebral discs and lumbar vertebrae with age. **Spine**, v. 27, n. 3, p. 263-268, 2002.

SANDER, M. Weight of school bags in a Freiburg elementary school: recommendations to parents and teachers, **Öffentliche Gesundheitswesen**, v. 41, p. 251-253, 1979.

SOUTAS-LITTLE, R. W. The use of Virtual Markes in human movement analysis. **Gait and Posture**, v. 4, n. 2, p.176-177, 1996.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA: **Terminologia Anatômica**, 2. ed, São Paulo: Manole, 2001.

STEELE, E.; BIALOCERKOWSKI, A. GRIMMER, K. The postural effects of load carriage on young people - a systematic review. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 4, n. 12, p. 1471-1478, 2003

STOKES, V. P.; ANDERSSON, C.; FORSBERG, H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. **Journal of Biomechanics**, v. 22, p. 43-50, 1989.

SUTHERLAND, D. H. The evolution of clinical gait analysis - Part II Kinematics, **Gait and Posture** v. 16, p. 159–179. 2002.

TANNER, J. M.; WHITEHOUSE, R. H.; TAKAISHI, M. Standards from birth to maturity for height, weight, height velocity and weight velocity. **Archives Disease Children**, British, v. 41, p. 613-624, 1966.

TANNER, J. M. The Adolescent Growing-up. **Scientific American**, v. 44, p. 701-704, 1973.

TANNER, J. M. **The Adolescent Growth-up and Developmental Age**. Oxford: Claredon, v. 9, p. 321-333, 1973.

TANNER, J. M.; WHITEHOUSE, R. H.; MARUBINI, E.; RESELE, L. F. The adolescent growth spurt of boys and girls of the Harpenden growth study. **Annals of Human Biology**. v. 3, n. 2, p. 109-135, 1976.

TANNER, J. M.; WHITEHOUSE, R. H.; CAMERON, N. Assessment of skeletal maturity and prediction of adult height. **Journal Pediatric**. v. 107, p. 317-329, 1985.

THRELKELD, A. J.; COOPER, L. D.; MONGER, B.; CRAVEN, I.; HOWARD, G. H. Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. **Gait and Posture**, v. 10, n. 1, 2002.

THORSTENSSON, A. NILSSON, J. CARLSON, H. ZOMLEFER, M. R. Trunk movements in human locomotion. **Acta Physiology Scandinavian**, v.121, p. 9-22, 1984.

TROUSSIER, B.; DAVOINE, P.; GAUDEMARIS, R.; FAUCONNIER, J.; PHELIP, X. Back pain in schoolchildren: a study among 1178 pupils. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 2, n. 6, p. 143-146, 1994.

TROUSSIER, B.; MARCHOU-LOPEZ, S.; PIRONNEAU, S.; ALAIS, E.; GRISON, J.; PREL, G.; PEQUEGNOT, C.; DEGAUDEMARIS, R.; PHELIP, X. Back pain and spinal alignment abnormalities in schoolchildren. **Revue du Rhumatisme (English Edition)**. v. 66, n. 7-9, p. 370-380, 1999.

THURSTON, A. J.; HARRIS, J. D. Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis. **Spine**, v. 8, p. 199-205, 1983.

TUREK, S. L. **Ortopedia**, 4. ed. São Paulo: Manole, 1991, v. 3, p. 1777-1836.

VANNEUVILLE, G.; POUMARAT, G. VACHERON, J. J.; FERRY, B. Measurement of spine movement from external markers. **Journal of Biomechanics**, v. 27, p. 818-824, 1994.

VACHERON, J. J.; POUMARAT, G.; CHANDEZON, R.; VANNEUVILLE, G. The effect of load carried on the shoulders. **Military Medicine**, v. 8, p. 597-599, 2000.

VACHERON, J. J.; POUMARAT, G.; CHANDEZON, R.; VANNEUVILLE, G. Changes of contour of the spine caused by load carrying. **Surgical Radiologic Anatomy**, v. 21, p. 109-113, 1999.

VERDUSSEN, R. **Ergonomia: a racionalização humanizada do trabalho**. São Paulo: Livros Técnicos Científicos, 1978.

VIEL, A. L. **A Marcha Humana, A Corrida e O Salto**. 1. ed. São Paulo: Manole 2001.

VIRY, A.; MARCELLI, V. Nonspecific back pain in children: A search for associated factors in 14-year-old schoolchildren. **Revue du Rhumatisme (English Edition)**, v. 66, p. 370-380, 1999.

VOLL, H. J.; KLIMT, F. Strain in children caused by carrying school bags, **Öffentliche Gesundheitswesen**, v. 39, p. 369-378, 1977.

YUY, Z.; LU, M. The acceptable load while marching at a speed of 5-km h⁻¹ for young Chinese. **Ergonomics**, v. 33, n. 7, p. 885-900, 1990.

WANG, Y. T.; PASCOE, D. D.; WEIMAR, W. Evaluation of book backpack load during walking. **Ergonomics**, v. 44, n. 9, p. 858-869, 2001.

WATKINS, J. **Estrutura e Função do Sistema Músculo-Esquelético**. São Paulo: Manole, 1999.

WELLS, J. A.; ZIPP, J. F.; SCHUETTE, P. T.; MCELENEY, J. **Musloskeletal disorders among letter carriers**. *Journal of Occupational Medicine*, v. 25, n. 1, p. 814-820, 1983.

WATERS, R. L.; LUNSFORD, B. R.; PERRY, J. Energy-speed relationship of walking: standard tables. **Journal of Orthopedic Research**, n. 6, p. 215-222, 1988.

WATERS, T. R.; PUTZ-ANDERSON, V.; GARG, A. **Applications manual for the revised NIOSH lifting equation**. DHHS (NIOSH) Publication No.94-110. Cincinnati, Ohio: US Dept HHS, PHS, Centers for Disease Control and Prevention, NIOSH, Division of Biomedical and Behavioral Science, 45226, p. 1-776, 1994.

WILLNER, S.; JOHNSON, B. Thoracic Kyphosis and Lumbar Lordosis during the growth period in children. **Acta Paediatric Scandinavian**, v. 72, p. 873-878, 1983.

WHITTLE, W. M.; LEVINE, D. Three-dimensional relationship between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. **Human Movement Science**, v. 18, p. 681-692, 1999.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. Waterloo: Ed. University Waterloo, 1991.

WINTER, R. B.; BRADFORD, D. S.; LONSTEIN, J. E. **Textbook of Scoliosis and other Spinal Deformities**. 3. ed. Philadelphia: W. S. Saunders, 1987.

WILSON, J. R. Fundamentals of ergonomics in theory and practice. **Applied Ergonomics**, v. 31, p. 557-567, 2000.

WONG, A. S. K.; HONG, Y. Walking pattern analyzing of primary school children during load carriage on treadmill. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 29, p. 85, 1997.

WU, G.; MACLEOD, M. The control of body orientation and center of mass location under asymmetrical loading. **Gait and Posture**, v. 13, p. 95-101, 2001.

OBRAS CONSULTADAS

CAMPBELL, W. C. **Operative Orthopaedics**, 6. ed. St. Louis: Mosby Company, 1980.

HEBERT, S.; XAVIER, R.; PARDINI, A. G. **Ortopedia e Traumatologia**, 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 1998.

FONSECA, V. **Psicomotricidade, Filogênese, Ontogênese e Retrogênese**. 2. ed. Porto Alegre: Artes Médica, 1998.

TACHDJIAN, M. O. **Ortopedia Pediátrica**. 2. ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995.

MOE, J. H.; WINTER, R. B.; BRADFORD, D. S.; LONSTEIN, J. E. Kyphosis-lordosis: general principles. In **Scoliosis and other spinal deformities**. 3. ed. Philadelphia: W. S. SAUDERS, 3350 30, 1978.

CONTRAN, R. S.; KUMAR, V.; COLLINS, T. **Robinns - Patologia Estrutural e Funcional**. 6. ed. Guanabara-koogan: Rio de Janeiro, 2000.

ANEXO

ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO	103
--	-----

TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “ANÁLISE CINEMÁTICA DO PERFIL DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE O TRANSPORTE DE MOCHILA ESCOLAR”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte ao pesquisador com que você está conversando neste momento.

- **OBJETIVO DO ESTUDO**

Determinar as alterações no dorso e na coluna vertebral durante o transporte de mochila escolar. Com isso poderemos verificar a influência do transporte de mochilas escolares na coluna vertebral.

- **PROCEDIMENTOS**

Serão realizadas filmagens, com câmera de vídeo, da pessoa andando na esteira ergométrica sem mochila e com mochila - andando sem carga e transportando carga. A carga das mochilas será de 10% e 20% do próprio peso corporal. Estas sessões duram aproximadamente 45-60 minutos. Todas as medidas tomadas são externas (sobre a pele) e não causam dor. Estudos semelhantes já foram feitos com cargas superiores ao que realizaremos - foram realizados estudos prévios em várias regiões do mundo com peso das mochilas medindo 10%, 12%, 15%, 17%, 20% e até com 30% do próprio peso corporal e não foi relatada nenhuma consequência orgânica durante e após a análise.



- PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA

A sua participação neste estudo é **voluntária** e você terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para você.

- GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.

- ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS

Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessárias antes de concordar em participar do estudo.

- PESQUISADORES RESPONSÁVEIS:

Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki

Professor do Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná.

Prof. Luiz Antônio Penteado de Carvalho

Médico Ortopedista, Conselho Regional de Medicina do Paraná n.º 7925.



Diante do exposto acima eu,

abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Concedo meu acordo de participação de livre e espontânea vontade. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto.

Assim os pesquisadores desse projeto não podem prejudicar-me no trabalho ou nos estudos e não estou pressionado a participar dessa pesquisa.

Curitiba, _____ de _____ de 2003.

Sujeito

RG

Pesquisador

RG